

VŠB-Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra biomedicínského inženýrství

**Měření a analýza bioelektrických signálů  
při vyšetření pacienta zobrazovacími  
metodami v medicíně**

Measurement and Analysis of Bioelectric Signals when  
Examination of the Patient Imaging Techniques in  
Medicine

Ostrava 2018

Bc. Lucie Korpasová

## Zadání diplomové práce

Student:

**Bc. Lucie Korpasová**

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Měření a analýza bioelektrických signálů při vyšetření pacienta  
zobrazovacími metodami v medicíně  
Measurement and Analysis of Bioelectric Signals when Examination  
of the Patient Imaging Techniques in Medicine

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s principy činnosti lékařských zobrazovacích metod CT a MRI.
2. Seznámení se s možnostmi problémů snímání bioelektrických potenciálů v průběhu vyšetření zobrazovacími metodami CT a MRI.
3. Seznámení se s problematikou bio potenciálových elektrod a možnostmi použití při současném vyšetření lékařskými zobrazovacími metodami.
4. Návrh elektrod a vodičů umožňující měření při CT a MRI vyšetření.
5. Realizace bio potenciálových elektrod a vodičů.
6. Provedení měření a testů.
7. Analýza a vyhodnocení měření.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, c1992. 204 s. ISBN 80-01-00884-3.
- [2] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002, xi, 279 s. ISBN 0-12-550711-9.
- [4] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998, xix, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [5] CARR, Joseph J a John M BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology* 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001, xv, 743 s. ISBN 0-13-010492-2.
- [6] MACKAY, Ralph Stuart. *Bio-medical telemetry: sensing and transmitting biological information from animals and man*. 2nd ed. New York: IEEE Press, c1993. ISBN 0-7803-4718-8.
- [7] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors : physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010, xv, 663 s. ISBN 978-1-4419-6465-6.
- [8] OLANSEN, Jon B a Eric ROSOW. *Virtual bio-instrumentation: biomedical, clinical, and healthcare applications in LabVIEW*. Upper Saddle River: Prentice Hall PTR, c2002, xxv, 571 s. ISBN 0-13-065216-4.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 30.04.2018



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
*děkan fakulty*

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární  
prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě 29. června 2018

.....*Korpanová*.....



## Poděkování

Děkuji panu doc. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za vedení při vypracování mé diplomové práce, cenné rady a trpělivost.

Dále děkuji své rodině, partnerovi, přátelům a kolegům z FNOL za podporu, pomoc a dobré studijní podmínky.

# Abstrakt

Tato diplomová práce pojednává o záznamu biosignálů s využitím nekovových bio-potenciálových elektrod a vodičů vyrobených z vodivého polymeru polyanilinu (PANI) nebo polypyrrolu (PPy) a nosného substrátu tvořeného bavlněnou nebo uhlíkovou tkaninou v prostředí zobrazovacích metod CT a MR. Předmětem je testování vlivů snímací soustavy na pořizované snímky, konkrétně výskyt obrazových artefaktů, a naopak vliv zobrazovací modalitty na zaznamenávaný EKG signál. Teoretická část popisuje parametry biosignálů, dále principy zobrazovacích metod s detailnějším popisem CT a MR, a také používané bio-potenciálové elektrody. V praktické části je uveden postup konstrukce a testování vytvořených elektrod a vodičů, dále porovnání kvality jednotlivých kombinací elektroda-vodič. Následuje testování záznamu EKG z umělého pacienta se zobrazením elektrod a vodičů na fantomu v CT, a také měření EKG na dobrovolnících v MR s následným zpracováním získaných dat.

## Klíčová slova

bioelektrický signál, bio potenciálové elektrody, vodivé polymery, CT, MRI, kovový artefakt

## Abstract

This thesis focuses on the recording of biosignals with the use of non-metallic bio-potential electrodes and conductors made of a conducting polymer polyaniline (PANI) or polypyrrole (PPy) and a carrier substrate made of cotton or carbon fiber in a CT and MR imaging environment. The objective of this study is to test the effects of the set of sensors on the acquired images, namely the occurrence of image artefacts, and the effect of the imaging modalities on the recorded ECG signal. The theoretical part describes the parameters of the biosignals, the principles of imaging methods with a more detailed description of CT and MR, it also characterizes the used biopotential electrodes. The practical part describes the construction procedure and testing of created electrodes and conductors, as well as the comparison of the quality of individual electrodes-conductor combinations. In the next part I am testing an ECG record from an artificial patient with imaging of electrodes on phantom in CT, as well as measuring ECG on volunteers in MR with subsequent processing of collected data.

## Key words

bioelectric signal, bio potential electrodes, conducting polymers, CT, MRI, metal artefakt

# Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	9
Seznam ilustrací	11
Seznam tabulek	16
Úvod	17
1 Biosignál jako zdroj informace	18
1.1 Bioelektrický signál	18
2 Teoretický úvod do Elektrokardiografie	22
3 Princip lékařských zobrazovacích metod	24
3.1 Výpočetní tomografie CT	26
3.1.1 Princip CT	26
3.1.2 Konstrukce CT	28
3.1.3 Druhy tomografů	29
3.2 Magnetická rezonance MR	30
3.2.1 Princip MRI	32
3.2.2 Konstrukce MRI	34
3.2.3 Funkční magnetická rezonance	36
4 Problémy snímání bioelektrických potenciálů při CT a MRI	38
5 Vodivé materiály	41
5.1 Kovy	41
5.2 Polymery	42
5.2.1 Polyanilin	44
5.2.2 Polypyrrol	45
5.3 Uhlíková vlákna	46
6 Bio-potenciálové elektrody	47
6.1 Rešerše použití bio-potenciálových elektrod v prostředí zobrazovacích metod	50
6.1.1 Závěr rešerše	56
7 Návrh elektrod a vodičů pro měření	59
8 Realizace bio-potenciálových elektrod a vodičů	60
8.1 Polymerace materiálu	60
8.2 Konstrukce elektrod a vodičů	63
8.3 Technické řešení kontaktu jednotlivých částí	64
9 Realizace měření a testů polymerových elektrod a vodičů	69

10	Testování v CT .....	75
11	Testování v MR.....	83
11.1	Realizace prvního měření v MR.....	84
11.2	Realizace druhého měření v MR .....	87
	Závěr .....	106
	Literatura.....	109
	Seznam příloh .....	113

## Seznam použitých symbolů a zkratek

AEP	Akustické evokované potenciály
AKF	Autokorelační funkce
AP	Akční potenciály
AV	Atrioventrikulární
A <sub>U</sub>	Zesílení operačního zesilovače
BT	Bavlněná tkanina
CT	Výpočetní tomografie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DP	Dolní propust
ECoG	Elektrokortikogram
EEG	Elektroencefalogram
EGG	Elektrogastrogram
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromyogram
ENG	Elektroneurogram
EOG	Elektrookulogram
EP	Evokované potenciály
ERG	Elektroretinogram
fMRI	Funkční magnetická rezonance
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
FOV	Oblast zájmu (zobrazení)
HP	Horní propust
HTUT	Hrubě tkaná uhlíková tkanina
HW	Hardware
IR	Infračervený
JTUT	Jemně tkaná uhlíková tkanina
MR	Magnetická rezonance
MRI	Zobrazování magnetickou rezonancí
PACS	Picture archiving and communication system
PANI	Polyanilin
PPy	Polypyrrol

PZ	Pásmová zádrž
RF	Radiofrekvenční
RTG	Rentgenovo záření
SA	Sinoatriální
SEP	Somatosenzorické evokované potenciály
SW	Software
UZV	Ultrazvuk
VEP	Vizuální evokované potenciály
VKF	Vzájemná korelační funkce
f	frekvence, jednotka Hz (hertz)

## Seznam ilustrací

Obrázek 1.1 Průběh akčního potenciálu s popisem jeho jednotlivých fází [4] .....	19
Obrázek 1.2 Náhradní obvod membrány neuronu (s uvedením hodnot napětí naměřených u axonu olihně) [1] .....	19
Obrázek 2.1 EKG křivka s popisy jednotlivých částí [2] .....	22
Obrázek 2.2 Blokové schéma jednonábového elektrokardiografu [2] .....	23
Obrázek 3.1 Princip tomografu a znázornění rozmístění soustavy rentgenka-pacient-detektor [1] .....	26
Obrázek 3.2 Princip vzniku sinogramu pootočeného o úhel $\phi$ od základní roviny gantry xy [5] ...	27
Obrázek 3.3 Zobrazení gantry CT výrobce Siemens [5] .....	28
Obrázek 3.4 Znázornění sekvenčního snímání dat po krocích vlevo a spirální metody tzv. šroubovice vpravo [5] .....	29
Obrázek 3.5 Rozdíl mezi klasickým CT s 1 řadou detektorů vlevo a multi-slice CT s maticí detektorů vpravo [5] .....	30
Obrázek 3.6 Názorná ukázka principu fungování pohybu soustavy rentgenka detektor u první až čtvrté generace CT [1] .....	30
Obrázek 3.7 Značky pro označení kompatibility výrobku s prostředím MR, vlevo MR-safe, uprostřed MR-conditional a vpravo MR-unsafe [8] .....	32
Obrázek 3.8 Princip precesního pohybu jádra [1] .....	32
Obrázek 3.9 Účinky doby opakování TR a doby ozvěny TE na signál MR [8] .....	34
Obrázek 3.10 Ukázka hlavové cívky MR se sejmutým krytem .....	35
Obrázek 3.11 Příklad výsledku vyšetření fMRI zobrazující sagitální řez (vlevo nahoře), frontální řez (vpravo nahoře), transverzální řez (vlevo dole) a barevnou škálu intenzity zaznamenané mozkové aktivity (vpravo dole) [11] .....	37
Obrázek 4.1 Příklady metal artefaktu u snímků pořízených MR. Vlevo: kovový objekt na proximálním článku prstu levé horní končetiny. Vpravo: oblast ztráty dat způsobená umělou kovovou meziobratlovou ploténkou [7] .....	40
Obrázek 5.1 Porovnání měrné elektrické vodivosti zástupců anorganických látek a organických polymerů [16] .....	43
Obrázek 5.2 Chemické znázornění různých forem polyanilinu [17] .....	45
Obrázek 5.3 Základní jednotka polypyrrolu [17] .....	46
Obrázek 6.1 Náhradní obvod elektrody v kontaktu s pokožkou, modelující rozhraní elektroda-elektrolyt a elektrolyt-epidermis [1] .....	48
Obrázek 6.2 Měření hodnot odporu komerčně používaných kovových elektrod a vodičů .....	50
Obrázek 6.3 Základní schéma prospektivního spouštění a retrospektivního hradlování u srdeční MRI pomocí elektrokardiogramu [16] .....	53

Obrázek 6.4 Vliv intensity magnetického pole na poškození EKG křivky u MR angiografie (1,5 T vlevo, 3 T uprostřed a 7 T vpravo) [16] .....	53
Obrázek 6.5 Elektrody a vodiče pro měření EKG při MRI firmy Siemens. ....	57
Obrázek 6.6 Souprava vodičů pro měření EKG při MRI firmy Siemens v ochranném pouzdře proti popálení pacienta.....	57
Obrázek 6.7 Vlevo detail víceúčelových EKG elektrod Kendall kompatibilních MRI s RTG průhledným karbonovým středem a Ag/AgCl senzorem firmy Covidien. Vpravo speciální MRI kompatibilní EKG elektrody Quadtrode firmy Invivo doporučené výrobcem Philips. ....	58
Obrázek 6.8 Přístroj pro hrudní snímání EKG kompatibilní s CT používané ve FNOL od výrobce IVY BIOMEDICAL SYSTEMS, INC. ....	58
Obrázek 7.1 Měření odporu uhlíkového provázku (vlevo) a HTUT (vpravo). ....	59
Obrázek 8.1 Příprava a polymerace PANI na jemně tkanou uhlíkovou tkaninu .....	60
Obrázek 8.2 Příprava a polymerace PPy na hrubě tkanou uhlíkovou tkaninu .....	61
Obrázek 8.3 Ukázka měření hodnot odporu u polymerovaných materiálů, vlevo PPy na BT, uprostřed PPy na HTUT a vpravo PANI na JTUT .....	62
Obrázek 8.4 Měření hodnoty odporu uhlíkového provázku pokrytého PANI (vlevo) a PPy (vpravo) .....	62
Obrázek 8.5 Testovací snímání II. svodu EKG pro potvrzení funkčnosti kombinace elektrod z HTUT s PANI a vodičů z uhlíkového provázku s PANI na monitoru vitálních funkcí Agilent .....	64
Obrázek 8.6 Úprava délky PANI vodičů na sjednocenou hodnotu odporu 47 $\Omega$ .....	65
Obrázek 8.7 Testování snímání tří-svodového EKG s použitím kombinace PANI vodiče a elektrod z PPy na HTUT s přehozenými svody I a II zobrazováno na monitoru vitálních funkcí Dash 4000 výrobce GE.....	66
Obrázek 8.8 Testování snímání tří-svodového EKG s použitím kombinace PPy vodiče a elektrod z PPy na bavlně zobrazováno na monitoru vitálních funkcí Dash 4000 výrobce GE .....	66
Obrázek 8.9 Zobrazení konstrukce příkladů bio-potenciálových elektrod (vpravo) a vodiče (vlevo) .....	67
Obrázek 8.10 Testovací měření snímání tří-svodového EKG z umělého pacienta FLUKE ProSim 8 pro měření v CT s využitím PANI vodiče a elektrod z PANI na bavlně zobrazováno na monitoru vitálních funkcí Dash 4000 výrobce GE .....	68
Obrázek 9.1 Blokové schéma měřicího řetězce během testovacího měření kvality záznamu jednotlivých kombinací polymerových elektrod a vodičů .....	69
Obrázek 9.2 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PPy na BT s PPy vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu .....	71
Obrázek 9.3 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PANI na HTUT s PANI vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu .....	72



Obrázek 9.4 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PPy na JTUT s PANI vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu .....	72
Obrázek 9.5 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PANI na JTUT s PPy vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu .....	73
Obrázek 9.6 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PANI na BT s PPy vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu .....	73
Obrázek 9.7 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PPy na JTUT s PPy vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu .....	74
Obrázek 9.8 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PPy na BT s PANI vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu .....	74
Obrázek 10.1 Ukázka testování PANI elektrod na fantomu (vlevo) spočívající v absenci obrazových artefaktů na snímku (vpravo) pořízeném CT LightSpeed VCT výrobce GE na Radiologické klinice FNOL .....	75
Obrázek 10.2 Zobrazení CT snímku fantomu s PANI elektrodami ve transverzálním (vlevo nahoře), sagitálním (vpravo nahoře) a frontálním (vpravo dole) řezu.....	76
Obrázek 10.3 Zobrazení CT snímku fantomu s PPy elektrodami ve transverzálním (vlevo nahoře), sagitálním (vpravo nahoře) a frontálním (vpravo dole) řezu.....	76
Obrázek 10.4 Ukázka měřicího zapojení při testování funkce PPy vodičů v CT LightSpeed VCT výrobce GE s použitím umělého pacienta FLUKE, modulu BMENG a PC jako záznamového zařízení .....	77
Obrázek 10.5 Zobrazení CT snímku fantomu s PANI vodiči ve transverzálním (vlevo nahoře), sagitálním (vpravo nahoře) a frontálním (vpravo dole) řezu při snímání EKG z umělého pacienta FLUKE.....	78
Obrázek 10.6 Zobrazení CT snímku fantomu s PPy vodiči ve transverzálním (vlevo nahoře), sagitálním (vpravo nahoře) a frontálním (vpravo dole) řezu při snímání EKG z umělého pacienta FLUKE.....	78
Obrázek 10.7 Testovací měření EKG z umělého pacienta FLUKE snímaného PPy vodiči, zpracovaného modulem BMENG a zobrazeného na PC.....	79
Obrázek 10.8 Graf srovnání záznamu EKG bez (CT neaktivní) a s (CT aktivní) vlivem působení CT s použitím PANI vodičů.....	80
Obrázek 10.9 Graf srovnání záznamu EKG bez (CT neaktivní) a s (CT aktivní) vlivem působení CT s použitím PPy vodičů.....	80
Obrázek 10.10 Výkonová frekvenční spektra EKG záznamů naměřených PANI vodiči vně a uvnitř CT.....	81
Obrázek 10.11 Výkonová frekvenční spektra EKG záznamů naměřených PPy vodiči vně a uvnitř CT.....	81
Obrázek 11.1 Blokové schéma měřicího řetězce snímání EKG s použitím polymerových elektrod a vodičů během vyšetření na MR a mimo ni pro porovnání .....	83

Obrázek 11.2 Testovací měření EKG polymerovými elektrodami a vodiči na dobrovolníkovi v MR s použitím modulu BMENG a komerčního elektrokardiografu BTL .....	84
Obrázek 11.3 Záznam EKG pořízený polymerovými elektrodami a vodiči modulem BMENG v prostoru MR s barevným odlišením jednotlivých fází činnosti MR .....	85
Obrázek 11.4 Záznam EKG pořízený polymerovými elektrodami a vodiči modulem BMENG v prostoru MR filtrovaný pásmovou propustí 0.6-25 Hz .....	85
Obrázek 11.5 Výkonové frekvenční spektrum II svodu EKG signálu pořízeného před a během skenování MR bez filtrace (nahore) a s filtrováním pásmovou propustí 0,6-25 Hz (dole) .....	86
Obrázek 11.6 Zobrazení tří řezů MR snímku hlavy a mozku prvního dobrovolníka s polymerovanými elektrodami a vodiči uloženými podél hlavy, vlevo jsou zobrazeny transversální řezy a vpravo sagitální řezy .....	87
Obrázek 11.7 Záznam EKG svodů I, II a III pořízený komerčním přístrojem výrobce BTL s použitím PPy vodičů a elektrod na JTUT umístěných na palmární straně zápěstí (vlevo) a dorzální straně zápěstí (vpravo) sloužící k porovnání vlivu umístění elektrod na stabilitu izoliny .....	88
Obrázek 11.8 Původní záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL mimo prostor MR bez použití filtrace .....	89
Obrázek 11.9 Záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL mimo prostor MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz .....	89
Obrázek 11.10 Výkonová frekvenční spektra svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL mimo prostor MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz .....	90
Obrázek 11.11 Původní záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL v prostoru MR bez použití filtrace .....	91
Obrázek 11.12 Záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL v prostoru MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz .....	91
Obrázek 11.13 Výkonová frekvenční spektra svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL v prostoru MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz .....	92
Obrázek 11.14 Histogram maximálních hodnot VKF jednotlivých svodů I, II a III filtrovaných (pásmovou propustí 0,6-25 Hz) EKG záznamů naměřených mimo a v prostoru MR se zobrazením distribuce rozdílu VKF převzorkovaného (s vlivem MR) a fixního (mimo MR) signálu (modře), maxima VKF porovnávaného a referenčního signálu (červeně) a maxima AKF fixního signálu (zeleně) s logaritmickým zobrazením horizontální osy, kde $c$ značí VKF .....	93
Obrázek 11.15 Původní záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během difúzní MR sekvence bez použití filtrace .....	95
Obrázek 11.16 Záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během difúzní MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz .....	96

Obrázek 11.17 Výkonová frekvenční spektra svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během difúzní MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz .....	97
Obrázek 11.18 Histogram maximálních hodnot AKF jednotlivých svodů I, II a III filtrovaných (pásmovou propustí 0,6-25 Hz) EKG záznamů naměřených mimo prostor MR a během difúzní sekvence se zobrazením distribuce rozdílu VKF převzorkovaného (s vlivem MR) a fixního (mimo MR) signálu (modře), maxima VKF porovnávaného a referenčního signálu (červeně) a maxima AKF fixního signálu (zeleně) s logaritmickým zobrazením horizontální osy, kde <i>c</i> značí VKF.....	98
Obrázek 11.19 Původní záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během T2 vážené MR sekvence bez použití filtrace .....	99
Obrázek 11.20 Záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během T2 vážené MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz	100
Obrázek 11.21 Výkonová frekvenční spektra svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během T2 vážené MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz.....	101
Obrázek 11.22 Histogram maximálních hodnot AKF jednotlivých svodů I, II a III filtrovaných (pásmovou propustí 0,6-25 Hz) EKG záznamů naměřených mimo prostor MR a během T2 vážené MR sekvence se zobrazením distribuce rozdílu VKF převzorkovaného (s vlivem MR) a fixního (mimo MR) signálu (modře), maxima VKF porovnávaného a referenčního signálu (červeně) a maxima AKF fixního signálu (zeleně) s logaritmickým zobrazením horizontální osy, kde <i>c</i> značí VKF .....	102
Obrázek 11.23 Záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během T2 vážené MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-20 Hz	103
Obrázek 11.24 Výkonová frekvenční spektra svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během T2 vážené MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-20 Hz.....	104
Obrázek 11.25 Histogram maximálních hodnot VKF jednotlivých svodů I, II a III EKG záznamů naměřených mimo prostor MR (filtrovaných pásmovou propustí 0,6-25 Hz) a během T2 vážené MR sekvence (filtrovaných pásmovou propustí 0,6-20 Hz) se zobrazením distribuce rozdílu VKF převzorkovaného (s vlivem MR) a fixního (mimo MR) signálu (modře), maxima VKF porovnávaného a referenčního signálu (červeně) a maxima AKF fixního signálu (zeleně) s logaritmickým zobrazením horizontální osy, kde <i>c</i> značí VKF .....	105

## Seznam tabulek

Tab. 1 Parametry bioelektrických signálů, upraveno z [1][4].....	20
Tab. 2 Relaxační doby $T_1$ a $T_2$ pro různé tkáně, převzato z [5] .....	33
Tab. 3 Porovnání naměřených hodnot odporu čistých a polymerovaných materiálů .....	62
Tab. 4 Závislost hodnoty odporu vodiče na měřené vzdálenosti .....	63
Tab. 5 Souhrn statistických parametrů rozdílu kvality záznamu polymerových elektrod a PANI vodičů ve srovnání se záznamem klasickými kovovými elektrodami .....	70
Tab. 6 Souhrn statistických parametrů rozdílu kvality záznamu polymerových elektrod a PPy vodičů ve srovnání se záznamem klasickými kovovými elektrodami .....	70
Tab. 7 Souhrn statistických výpočtů záznamu EKG pořízeného PANI a PPy vodiči během působení vlivu CT ve srovnání se záznamem pořízeným mimo prostor CT .....	82
Tab. 8 Hodnoty statistických výpočtů porovnání svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného mimo a v prostoru MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz .....	93
Tab. 9 Tabulka p-hodnot “Bootstrap” statistického testu a výsledků korelačních funkcí porovnávaných signálů dokazující vztah mezi všemi svody I, II a III signálů naměřených mimo a v prostoru MR .....	94
Tab. 10 Hodnoty statistických výpočtů porovnání svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného mimo prostor MR a během difúzní MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz.....	97
Tab. 11 Tabulka p-hodnot “Bootstrap” statistického testu a výsledků korelačních funkcí porovnávaných signálů dokazující vztah mezi všemi svody I, II a III signálů naměřených mimo prostor MR a během difúzní sekvence .....	98
Tab. 12 Hodnoty statistických výpočtů porovnání svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného mimo prostor MR a během T2 vážené MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz .....	101
Tab. 13 Tabulka p-hodnot “Bootstrap” statistického testu a výsledků korelačních funkcí porovnávaných signálů dokazující vztah mezi všemi svody I, II a III signálů naměřených mimo prostor MR a během T2 vážené MR sekvence filtrovaných pásmovou propustí 0,6-25 Hz.....	102
Tab. 14 Hodnoty statistických výpočtů porovnání svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného mimo prostor MR (standardně filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz) a během T2 vážené MR sekvence (filtrovaný pásmovou propustí 0,6-20 Hz) .....	104
Tab. 15 Tabulka p-hodnot “Bootstrap” statistického testu a výsledků korelačních funkcí porovnávaných signálů dokazující vztah mezi všemi svody I, II a III signálů naměřených mimo prostor MR (standardně filtrovaný pásmovou propustí 0,6-20 Hz) a během T2 vážené MR sekvence (filtrovaných pásmovou propustí 0,6-20 Hz) .....	105

## Úvod

Tato práce se zabývá snímáním bioelektrických signálů během současného vyšetření pacienta pomocí zobrazovacích modalit. Potřeba součinnosti těchto biomedicínských technologií nastává např. v případě urgentního vyšetření pacienta s polytraumatem v bezvědomí nebo při standardním zobrazování srdce. Jelikož se jedná o orgán s kontinuálním pohybem, využívá se v tomto případě synchronizace skenovacího procesu s EKG křivkou a obrazová data jsou nabírána během fáze s nejmenším pohybem srdce. Další metoda využívající obě techniky je fMRI-EEG, kdy je prováděno skenování mozku se současným snímáním EEG pro zjištění aktivity jednotlivých mozkových regionů. Pro měření biosignálů při vyšetření CT a MR se využívají speciální elektrody a vodiče tvořené např. uhlíkem nebo optickými vlákny. Běžně používané klasické kovové elektrody a vodiče totiž způsobují obrazové artefakty a jiná další rizika. V prostředí CT se jedná pouze o artefakty v obraze znehodnocující diagnostickou hodnotu snímku, ale v prostoru MR se silným magnetickým polem se předměty z feromagnetických materiálů dokonce vyskytovat nesmí, jelikož by byly rychle a silně vtaženy do gantry MR a mohly by poškodit přístroj nebo vážně zranit pacienta či obsluhující personál. Předměty tvořené kovem se navíc během vyšetření zahřívají a mohou způsobit při kontaktu i popálení pacienta. Na druhou stranu činnost zobrazovacích modalit může negativně ovlivnit snímání biosignálů např. v podobě zavlečení VF šumu ze sekvencí MR, které podstatně znehodnocují kvalitu naměřeného signálu.

Mým úkolem je vytvoření nekovových bio-potenciálových elektrod a vodičů pro záznam EKG. Pro tento účel zamýšlím využít vodivé polymery, jelikož se prokazují příznivými vlastnostmi (např. vodivost, odolnost a biokompatibilita), a dle vědců se jedná o tzv. materiály s potenciálem. Plánuji se zaměřit na kvalitní konstrukci pro upevnění elektrod, abych docílila dobrého kontaktu elektrod s pokožkou. Také na provedení jednotlivých přechodů elektroda-vodič a vodič-vstup záznamového zařízení pro minimalizaci zkreslení během vedení signálu. V průběhu testování vlastností elektrod a vodičů bude důležité postupné vylepšování tohoto snímacího systému, jelikož při měření v CT a MR již nebude moc časového prostoru pro řešení problémů základní konstrukce. Přístroje CT i MR se nacházejí ve větších zdravotnických zařízeních, tedy jsou obtížněji dostupné a vysoce vytížené. S ohledem na záměr testování snímání EKG vytvořenými elektrodami a vodiči na člověku je také nutno získat souhlas etické komise daného zdravotnického zařízení, kde bude měření probíhat.

Vyskytujícím se problémem u používání již testovaných polymerových bio-potenciálových elektrod je zanesení pohybových artefaktů do záznamu snímání biosignálů z těla pacienta. Pohybové artefakty však znehodnocují i pořizovaná obrazová data CT a MR, proto je tento společný problém převážně vyřešen eliminací pohybu pacienta během vyšetření na zobrazovacích modalitách. Z tohoto důvodu není potřebné zásadnější řešení korekce pohybových artefaktů velkého rozsahu.

# 1 Biosignál jako zdroj informace

Základním prvkem této práce je biologický signál neboli biosignál generovaný živým organismem, je důležitým zdrojem informací pro lékařskou diagnostiku poruch či nemocí lidského těla. Existuje více druhů těchto signálů a mají podstatu ve spontánních životních projevech organismu nebo jsou vyvolány uměle cíleným vnějším působením fyzikálních vlivů. U biosignálů vzniklých reakcí na podnět používáme název tzv. evokovaný signál, např. zrakové evokované potenciály vzniklé v mozku jako reakce na vizuální podnět.

Biosignály jsou zaznamenávány vhodnými snímači a senzory jako spojitý záznam (např. EKG, EEG, EMG) nebo série hodnot u pomalu se měnících veličin (např. tělesná teplota, biochemické signály). Snímané signály jsou následně zpracovávány, často vizualizovány a vyhodnocovány lékařem.

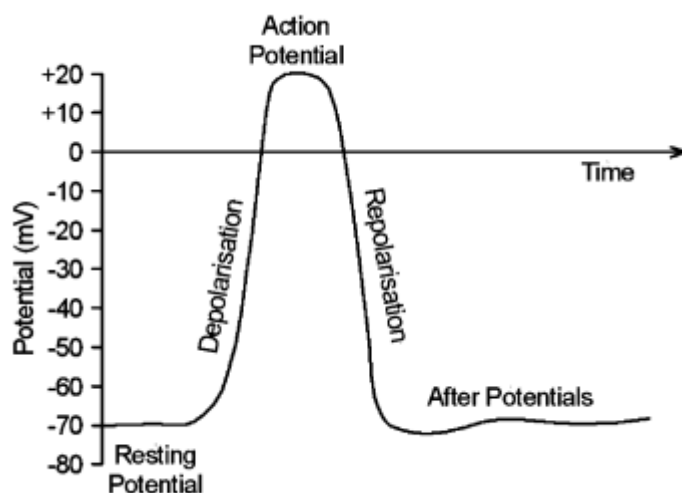
Vzhledem k rozdílné fyzikální podstatě biosignálů je dělíme dle primární měřené fyzikální veličiny na bioelektrické, biomagnetické, bioimpedanční, biomechanické, bioakustické a biochemické signály.

[1]

## 1.1 Bioelektrický signál

Zdrojem bioelektrických signálů jsou elektrické děje probíhající na membránách dráždivých buněk organismu. Tyto signály se šíří lidským tělem mezi buňkami (dobře vodivé prostředí) a mohou být snímány neinvazivně z povrchu těla nebo invazivně pro docílení kvalitnějšího záznamu. Senzory pro záznam bioelektrických signálů se nazývají elektrody a dělí se na povrchové, podpovrchové a mikroelektrody. Častěji je používáno více elektrod rozmístěných, dle již známých montáží, kolem oblasti zdroje signálu (orgánu) pro zachycení rozložení elektrického pole.

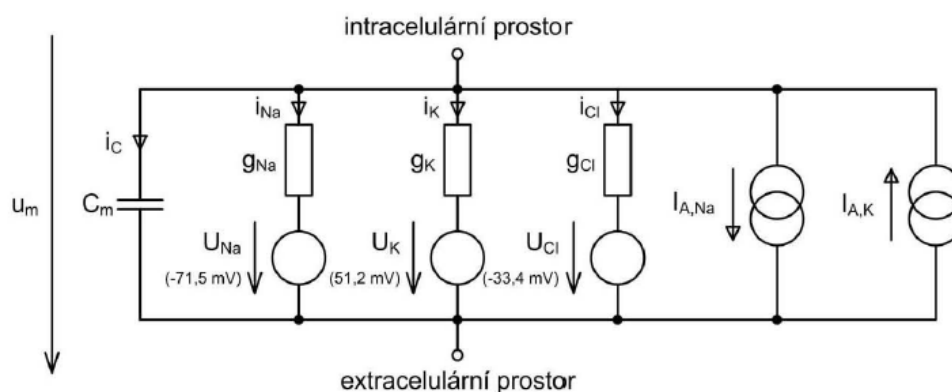
Elektrický signál se přenáší mezi jednotlivými buňkami prostřednictvím akčního potenciálu, kdy dočasně dojde ke změně polarity membránového napětí buňky. Akční potenciál lze vyvolat podrážděním neboli změnou membránového napětí z hodnoty klidové na tzv. prahovou hodnotu, čehož lze docílit lokálními proudy, s pomocí neurotransmitteru nebo elektrostimulací. Stimulační impuls charakterizují dva parametry: reobáze (nejnižší hodnota proudu, který za nekonečně dlouhý čas vyvolá akční potenciál) a chronaxie (je čas potřebný k vyvolání akčního potenciálu působením dvojnásobku hodnoty reobáze). Průběh akčního potenciálu má 4 základní fáze, které jsou uvedeny na obrázku 1.1. Po podráždění buňky snížením membránového napětí dojde k depolarizaci, při které do buňky vnikají kationty sodíku díky vyšší propustnosti buněčné membrány pro tyto ionty a zápornému potenciálu uvnitř buňky. Následuje transpolarizace charakteristická překmitem napětí do kladných hodnot až k maximu (přibližně 20 mV u nervové buňky) a poklesem propustnosti buněčné membrány pro sodíkové kationty. Následný pokles napětí uvnitř buňky je podpořen tokem draselných kationtů z buňky ven, způsobený nízkou koncentrací kationtů draslíku a záporným potenciálem vně buňky. Tato třetí fáze je nazvaná repolarizace a nahrazuje ji fáze čtvrtá hyperpolarizace, kdy dochází k překmitu pod úroveň klidového napětí a následnému ustálení membránového napětí. Tohoto je dosaženo poklesem propustnosti buněčné membrány pro kationty a činností sodíko-draselné pumpy.



**Obrázek 1.1 Průběh akčního potenciálu s popisem jeho jednotlivých fází [4]**

Během průběhu akčního potenciálu je buňka tzv. absolutně refrakterní, tedy není schopna reagovat na dráždivý impuls. V průběhu repolarizace se buňka stává relativně refrakterní, tedy akční potenciál může být vyvolán podrážděním s vyšší intenzitou. U buněk srdečního svalu následuje po transpolarizaci navíc fáze plató, která výrazně prodlužuje průběh akčního potenciálu uplatněním pomalého vápníkového kanálu. Ten zajišťuje proud vápníkových kationtů do buňky, čímž zpomaluje pokles membránového napětí, ustává během repolarizace.

Pro modelování přenosu impulsu mezi buňkami byl vytvořen náhradní obvod membrány nervové buňky, kde vnitřní a vnější povrch membrány jsou považovány za desky kondenzátoru a elektrolyty plní funkci vodičů. Na obrázku 1.2 jsou znázorněna jednotlivá dílčí napětí a proudy jednotlivých iontů prostupující přes buněčnou membránu. Rezistory v obrázku reprezentují nelineární vodivosti jednotlivých iontů a na sobě závislé proudy označené  $I_{A,Na}$  a  $I_{A,K}$  sodíko-draslíkovou pumpu.



**Obrázek 1.2 Náhradní obvod membrány neuronu (s uvedením hodnot napětí naměřených u axonu olivně) [1]**

Pro správnou lékařskou diagnostiku je důležitý zisk kvalitního signálu, při jeho snímání a zpracování je hodnoceno frekvenční pásmo a napěťový rozsah ( $u_{pp}$  – napětí špička-špička) signálu. Hodnoty těchto parametrů a způsob snímání pro jednotlivé biosignály jsou uvedeny v tabulce Tab. 1, nejsou zde uvedeny speciální (méně často snímané) signály.

**Tab. 1 Parametry bioelektrických signálů, upraveno z [1][4]**

Bioelektrický signál	Frekvenční pásmo (Hz)	Napěťový rozsah ( $u_{pp}$ )	Snímač
AP	10-2000	10 $\mu$ V-100 mV	mikroelektrody
ECoG	0,1-100	5 $\mu$ V-10 mV	povrchové el.
EEG	0,1-100	5-300 $\mu$ V	povrchové el.
		5 $\mu$ V-10 mV	podpovrchové el.
EGG	0,01-5	10-500 $\mu$ V	povrchové el.
		0,1-10 mV	nitrožaludeční el.
EKG	0,01-250	0,5-5 mV	povrchové el.
EMG	0,01-10000	50 $\mu$ V -5 mV	podpovrchové el.
		0,1-10 mV	povrchové el.
ENG	0,01-1000	5 $\mu$ V-10 mV	podpovrchové el.
EOG	0,05-100	10 $\mu$ V-5 mV	mikroelektrody
EP		0,1-20 $\mu$ V	povrchové el.
AEP	100-3000	0,5-10 $\mu$ V	
SEP	2-3000		
VEP	1-300	1-20 $\mu$ V	
ERG	0,2-50	5 $\mu$ V-1 mV	přísavná el.

**Elektrokardiografický signál (EKG)** je signál produkován buňkami srdečního svalu a převodního systému srdečního. Akční potenciál vzniká v SA uzlu, šíří se síněmi k AV uzlu a dále přes převodní systém je přenášen na svalovinu komor. Ze zaznamenaného EKG signálu reprezentující vznik a šíření akčního potenciálu srdcem lze zjistit případnou poruchu a určit její původ. V běžné klinické praxi se snímá pomocí končetinových a hrudních elektrod, při operačních výkonech lze EKG signál snímat přímo na srdci s použitím miskových elektrod.

**Elektroencefalografický signál (EEG)** reprezentuje činnost mozkových neuronů při předávání informací. Při rutinním vyšetření se EEG signál snímá neinvazivně prostřednictvím povrchových elektrod, ale při operačních výkonech lze využít podpovrchové elektrody, které zajišťují přesnější lokalizaci. Pro rozmístění elektrod na povrchu hlavy během vyšetření je běžně používán tzv. systém 10-20 označovaný dle mezinárodního standardu. Snímací elektrody měří napětí vztažené k referenční elektrodě (tzv. unipolární svody) nebo napětí mezi 2 snímacími elektrodami (tzv. bipolární svody). Podle rozdílných frekvenčních pásem je EEG signál rozdělován na alfa, beta, gama a delta rytmus. Diagnostikou EEG signálu lze odhalit množství různých patologických stavů mozku, např. poruchy spánku, epileptické stavy či nádorová onemocnění či určit hloubku anestezie. Z důvodu náhodného výskytu patologických projevů je potřebné pořizovat dlouhodobé záznamy EEG, někdy i několik hodin.

**Elektrokortikografický signál (ECoG)** je získán snímáním elektrických potenciálů invazivně přímo z mozkové kůry povrchovými nebo implantabilními elektrodami (po dobu mezi operacemi). Tato měřicí metoda je používána především v průběhu operačních výkonů na mozku pro přesnější lokalizaci epileptického ložiska.

**Evokované potenciály (EP)** představují reakci mozku na cílený podnět, prakticky využívané jsou světelné, akustické a somatosenzorické podněty. Napěťový rozsah evokovaného signálu je v porovnání se spontánním EEG signálem výrazně nižší. V praxi se používají pro potvrzení nebo vyvrácení poruchy nervové dráhy nebo části mozku, které zpracovávají informace smyslových orgánů.



**Elektromyografický signál (EMG)** je získán snímáním akčních potenciálů svalových vláken kosterního svalstva během jeho aktivity. Pro snímání jsou použity povrchové nebo podpovrchové jehlové elektrody.

**Elektrogastrografický signál (EGG)** vzniká činností hladké svaloviny žaludku a poskytuje informaci o jeho motilitě. Snímání je zajištěno nitrožaludečními nebo povrchovými elektrodami.

**Elektroneurografický signál (ENG)** je generován přenosem informací v periferním nervovém systému a měřen povrchovými elektrodami, takto mapuje stav a funkčnost periferních nervových vláken.

**Elektrookulografický signál (EOG)** představuje činnost okohybných svalů a je snímán neinvazivně povrchovými elektrodami rozmístěnými kolem očních důlků.

**Elektroretinografický signál (ERG)** vzniká v buňkách sítnice a zaznamenává se z povrchu sítnice mikroelektrodami nebo z rohovky povrchovou elektrodou v provedení kontaktní čočky.

**Akční potenciály (AP)** snímáme pomocí mikroelektrod jako napětí na membránách izolovaných buněk během odborných výzkumů.

[1]

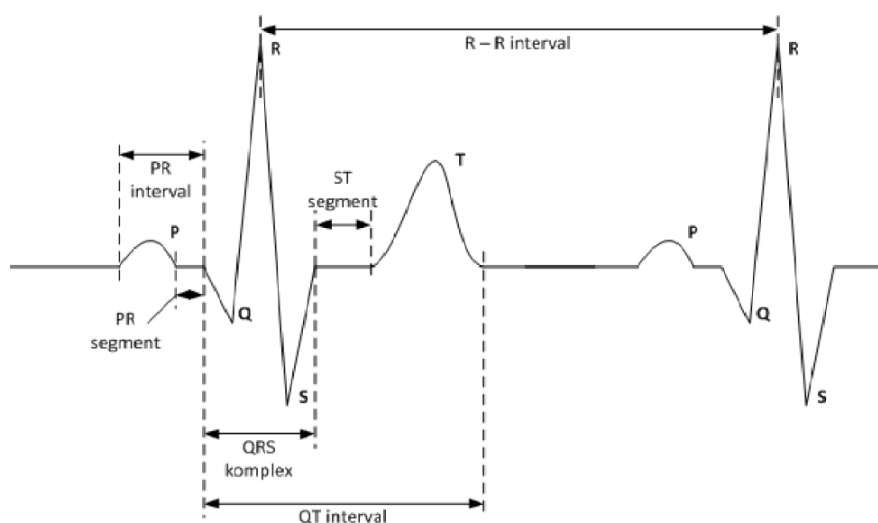
## 2 Teoretický úvod do Elektrokardiografie

Pro demonstraci snímání bio-potenciálovými elektrodami v zobrazovacích modalitách jsem si vybrala měření EKG signálu jako nejběžnější snímáný biosignál s dobrou možností porovnání záznamů, počtu a umístění měřících elektrod.

Proto bych chtěla stručně popsat elektrokardiografii, což je diagnostická metoda umožňující snímání a zobrazení bioelektrického signálu srdce (EKG). Tento snímáný elektrokardiografický signál je analogový periodický signál, který je tvořený akčními potenciály buněk srdeční svaloviny a převodního systému. Akční potenciály srdce vznikají v SA uzlíku a šíří se síněmi přes převodní systém do svaloviny komor, kde zajišťují střídání systoly (stahu) a diastoly (relaxace), a tím udržují stálý oběh krve.

EKG signál se klasicky snímá pomocí končetinových a hrudních povrchových elektrod dle standardizovaných schémat bipolárně (Einhovenovy svody I, II a III) a unipolárně (Goldbergovy svody aVR, aVL a aVF spolu s hrudními svody V1 až V6). Dle evropského barevného značení přísluší pravé ruce červená, levé ruce žlutá, levé noze zelená a pravé noze černá barva. Z takto naměřeného EKG signálu lze odhalit poruchy srdce jako celku či jeho konkrétních částí, např. maligní arytmie, infarkt myokardu atd.

Průběh EKG signálu znázorňuje EKG křivka na obrázku 2.1, která se pravidelně opakuje v sinusovém rytmu a její základní části jsou P vlna, QRS komplex a T vlna (dále U vlna u některých jedinců). Vlna P popisuje depolarizaci síní (zprvu pravé síně a následně levé síně) a její parametry jsou délka trvání 100 ms a napětí 0,3 mV. PR interval trvá 120-200 ms. Komplex QRS je projevem depolarizace komorového septa a svaloviny komor, trvá obvykle do 100 ms a napětí nejvýraznějšího R kmitu je 2 mV. Repolarizaci komor značí vlna T, která trvá 200 ms a přibližná hodnota napětí je 0,8 mV. QT interval má trvání do 430 ms. Vlna U reprezentuje také repolarizaci komor, ale je viditelná jen na některých záznamech. Tato EKG křivka kmitá kolem tzv. izoelektrické linie, která znázorňuje základní hodnotu napětí a vyskytuje se mezi jednotlivými částmi křivky a při chodu naprázdno. Uvedené hodnoty parametrů jsou přibližné, protože tvar EKG křivky fyziologicky ovlivňuje věk, pohlaví a fyzická kondice pacienta.

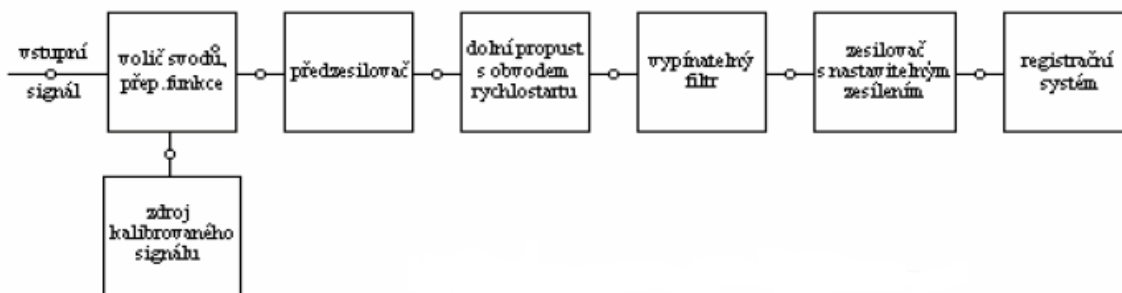


Obrázek 2.1 EKG křivka s popisy jednotlivých částí [2]

Zdravotnický přístroj pro snímání a záznam EKG signálu se nazývá elektrokardiograf. Jeho úkolem je dostatečně zesílit, zpracovat a znázornit biosignál srdce. Jeho základní technické parametry jsou standardní citlivost 10 mm/mV (vstupní napětí 1 mV je zapsáno výchylkou s velikostí 10 mm) a základní rychlost záznamu 25 mm/s či 50 mm/s. Standardní parametry zajistí snadné porovnání naměřených křivek EKG. Celkové zesílení  $A_U$  elektrokardiografu je řádově několik tisíc a kalibrační impuls má napětí 1 mV. Hodnota vstupního odporu je v řádech  $M\Omega$  (zamezí vlivu přechodového odporu elektrod) a přenášený kmitočtový rozsah je dle domluvy 0,05-100 Hz. Dolní mez je nastavena pro odfiltrování stejnosměrné a pomalu se měnící složky způsobených vlivem pohybových artefaktů a půlčlankového napětí na přechodu elektroda-kůže a horní mez slouží k odstranění vlivu myopotenciálů (horní kmitočtová mez 30-50 Hz se uplatňuje při zátěžovém snímání EKG, rozsáhlejší působení myopotenciálů). Tyto rušivé složky někdy mnohonásobně převyšují hodnotu užitečného signálu, proto je potřeba jejich odstranění prostřednictvím filtrace. Při příchodu napěťového skoku např. vnější rušení či přepnutí svodu se uplatňuje obvod rychlostartu, který je součástí předzesilovače a má souvislost s filtrem typu HP. Jelikož vznikne rušivý impuls znemožňující zapisování signálu na poměrně dlouhou dobu díky časové konstantě  $\tau$ , jejíž hodnota pro dolní mezní kmitočet 0,05 Hz nabývá 3,18 s, obvod rychlostartu na okamžik zmenší časovou konstantu a tím docílí rychlého obnovení ustáleného stavu přístroje.

Blokové schéma nejjednoduššího jednokanálového elektrokardiografu je uvedeno na obrázku 2.2 a obsahuje tyto části: bio potenciálové elektrody – volič svodu – předzesilovač s obvodem rychlostartu – kalibrační obvod – vypínatelný filtr – zesilovač s nastavitelným zesílením – výkonový zesilovač – zapisovací systém.

[1]



Obrázek 2.2 Blokové schéma jednokanálového elektrokardiografu [2]

### 3 Princip lékařských zobrazovacích metod

Následně chci popsat další důležitou část, a to zobrazovací lékařské metody, které vznikly z potřeby zobrazovat tkáně a struktury těla pro diagnostiku, což je proces rozpoznání nemoci na základě objektivních a subjektivních příznaků. ionizující a neionizující záření, statické (anatomické) a dynamické (funkční) zobrazení, sumační snímky (2D) a sady tomografických řezů (2D i 3D). Nosný signál (elektromagnetické vlnění nebo tok elektronů) modulovaný objektem spojen se signálem pozadí je transformován (syntéza) a vzniká jasový barevný signál. Výsledný obrazový záznam je produkován ve formě analogové (fotografie) nebo diskrétní (digitální obraz složený z pixelů nebo voxelů). Zobrazovací systémy prezentující tyto informace se dělí na pasivní (energii generuje pozorovaný objekt a pozadí) a aktivní (energii generuje zobrazovací systém ve formě nosného signálu), dále přímé (záznam signálu bez úprav) a nepřímé (využití matematických rekonstrukčních metod), a také skenovací (jeden senzor snímá bod po bodu, což je časově náročné) a neskenovací (matice senzorů, kdy každý snímá odpovídající bod, toto je však náročné na konstrukci senzorů totožných vlastností).

**Skiografie (RTG)** je metoda zobrazení nejčastěji kosterního systému. Rentgenka je zdrojem ionizujícího RTG záření s vlnovou délkou  $10^{-12}$  až  $10^{-8}$  m. To prochází tělem pacienta, kde je pohlcováno tkáněmi v závislosti na velikosti atomového čísla prvků tkáně (zjednodušeně tvrdé tkáně záření absorbují více než tkáně měkké). Prošlé záření je zachyceno detektory (např. RTG filmy a digitální flat panely) a výsledkem jsou sumační snímky tkání uložených v různých hloubkách ve stupních šedi v závislosti na intenzitě detekovaného záření. Z důvodu velkého rozptylu tvarují svazek záření kolimátory, které eliminují sekundární záření a artefakty způsobené rozptylem záření. Pomocí RTG záření lze zobrazit také cévní systém s využitím principu počítačového odečtení nativního snímku dané oblasti od snímku se zvýrazněním cév pomocí kontrastní látky, tato metoda je nazývána digitální substrakční angiografie (DSA).

**Výpočetní tomografie (CT)** zobrazuje tomografické řezy tkáně vyšetřované oblasti s možností 3D rekonstrukce. Kolimovaný svazek ionizujícího RTG záření (nosný signál) z mnoha různých úhlů prochází tělem pacienta, kde dochází k absorpci záření tkáněmi. Modulovaný paprsek dopadne na detektor a s využitím inverzní Radonovy transformace je provedena rekonstrukce obrazu.

**Magnetická rezonance (MRI)** zobrazuje tkáně na principu rozdílu jejich chování v magnetickém poli. Obrazové odlišení jednotlivých tkání vzniká na základě rozdílného zastoupení protonů vodíku, jelikož je v lidském těle nejvíce zastoupen. Pomocí cívek je snímáno radiofrekvenční vlnění vyzařované excitovanými protony ve fázi relaxace. Prostorová lokalizace zdroje RF signálu je kódována pomocí nasuperponovaného gradientního pole, čímž jsou získány jednotlivé řezy a počítačovým zpracováním je vytvořena 3D rekonstrukce zobrazované tkáně.

**Ultrasonografie (UZV)** je neinvazivní zobrazovací metoda využívající registraci odražených ech vysílaného ultrazvuku od jednotlivých akustických rozhraní tkání. Ultrazvuk je podélné mechanické vlnění s frekvencí nad 20 kHz, pro diagnostické zobrazování se využívá ultrazvuk s frekvencemi od 2 do 30 MHz. S rostoucí hodnotou frekvence se zlepšuje rozlišení obrazu, ale snižuje se hloubka průniku vlnění. Vyšetření je provedeno pomocí ultrazvukové sondy s piezoelektrickými krystaly, které přeměňují elektrickou energii na mechanickou a ve fázi detekce naopak. Dopplerovská ultrasonografie se používá pro barevné zobrazení směru toku krve v cévách.

**Pozitronová emisní tomografie (PET)** je metoda zobrazující nádory v lidském těle aplikací radionuklidu (např. fluorodeoxyglukózy), tudíž je pacient zdrojem záření. Nádorové buňky potřebují velké množství energie, proto snadněji vychytávají radioaktivní glukózu. Ta podléhá radioaktivnímu rozpadu a při anihilaci elektronu s pozitronem dojde k uvolnění dvou kvant energie s hodnotou 511 keV, které jsou následně zachyceny na protějších detektorech prstencového koincidenčního pole. Výsledkem je zobrazení nádoru a v kombinaci s CT docílíme zisku anatomické lokalizace nádoru ve 3D prostoru.

**Jednofotonová emisní tomografie (SPECT)** neboli tomografická scintigrafie eliminuje nedostatky planárního zobrazení, tj. překrývání a superpozice tkáňových struktur. Princip spočívá v oběhu kamery (respektive detektoru) kolem vyšetřovaného objektu a snímání planárních scintigrafických obrazů (obvykle 32 či 64 snímků v rozmezí 0° až 360°). Počítačovou rekonstrukcí metodou zpětné projekce (obdobně jako i CT a MRI) vzniká multiplanární obraz distribuce radioaktivity. Metoda se používá v kardiologii nebo neurologii, ale vzhledem k delší expoziční době vyšetření (řádové desítky minut) jej nelze použít pro zobrazení dynamických dějů. Rozlišení obrazu bývá 5-20 mm a je závislé na hloubce zobrazovaného objektu. Příklady používaných radiofarmak: jodid sodný nebo chlorid thalný.

**Optický laser** se využívá kupříkladu u optické koherenční tomografie (OCT), která zobrazuje strukturu jednotlivých vrstev očního pozadí (sítnice, cévnatka atd.) a důležitých anatomických oblastí (makula a papila). OCT pracuje na principu podobném ultrazvuku a CT, jelikož snímá odražené paprsky blízké IR spektru od jednotlivých optických rozhraní, a s využitím počítačového zpracování je docíleno zobrazení jednotlivých řezů.

**Termografie** slouží k bezkontaktnímu měření povrchové teploty zachycením infračerveného (IR) záření, které vyzařuje každý předmět či organismus s teplotou vyšší než 0 K (absolutní nula). Toto elektromagnetické záření je snímáno senzorem (pyrometr), který je převede na elektrický signál. Detektory se dělí na selektivní neboli fotonové (patří zde fotodiody či fotoodpor) a neselektivní neboli tepelné (příkladem jsou bolometry). Výsledkem je termogram, což je barevně kódovaná mapa oblastí s totožnou teplotou. Využití lze nalézt pro měření teploty pohybujících se objektů či rychlých změn teploty díky malé periodě snímání. V lékařství lze zaznamenat změnu prokrvení tkání a projekci cévního řečiště v angiologii.

[5]

Veškeré výsledky zobrazovacích modalit je třeba v univerzální podobě uchovávat a sdílet s lékaři, popřípadě jinými poskytovateli zdravotnických služeb za účelem diagnostiky a následné správně zvolené terapie. V nemocničních zařízeních se objemná obrazová data uchovávají v archivační databázi PACS. Ta musí splňovat několik vlastností, např. schopnost uložit několik Gigabytů dat za den či rychlé vyhledávání jednotlivých snímků. Legislativa ČR ukládá povinnost zálohy a přísné ochrany dat proti zneužití, od května roku 2018 navíc vstoupilo v platnost nařízení Evropské Unie o ochraně osobních údajů GDPR (General Data Protection Regulation). Nejužívanějším komunikačním protokolem u přístrojů různých výrobců je standard DICOM, který definuje strukturu toku informací obrazových dat mezi akvizičními modalitami, pracovními stanicemi a datovým úložištěm PACS.

Jako hlavní téma této práce jsem zvolila snímání biosignálů srdce během vyšetření na CT nebo MRI, jež se využívá pro EKG triggering. Je to metoda eliminace pohybových artefaktů při dynamickém zobrazování srdce pro získání kvalitnějšího snímku. Princip spočívá v synchronizaci zobrazovacích metod s R-R intervalem EKG, kdy náběr dat pro zobrazení probíhá mezi jednotlivými R kmity, jelikož srdce vykonává nejmenší pohyb a dochází k nejmenšímu zkreslení.

Touto metodou je prostřednictvím CT zobrazována perfuze (prokrvení) tkání a konkrétním vyšetřením je koronarografie věnčitých tepen (EKG-synchronizovaná CT angiografie), nejčastěji u sportovců nebo starších lidí. Příklady vyšetření MRI jsou viabilita myokardu po infarktu, dále vyšetření u diagnostikované kardiomyopatie (arytmogenní dysplazie), sarkoidózy, amyloidózy a podezření výskytu tumorů a trombů v oblasti srdce.

Další možností současného snímání biosignálů a zobrazování tkání je simultánně snímáný EEG s fMRI (tato metoda je popsána níže), kdy je detekována interiktální epileptiformní aktivita (např. hroty) v záznamu a po konvoluci s hemodynamickou křivkou lze najít aktivní oblasti v mozku z naměřených dat fMRI.

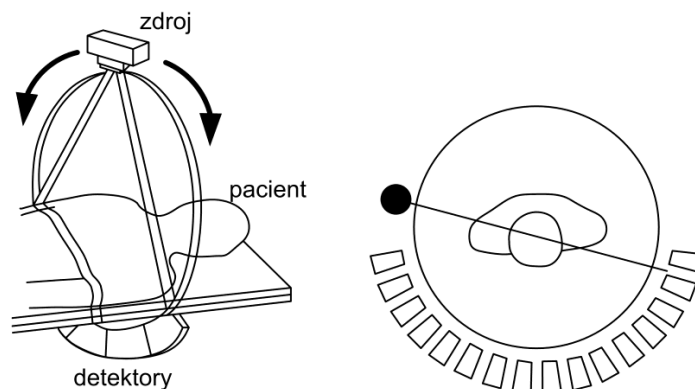
[5],[6],[9],[10]

### 3.1 Výpočetní tomografie CT

Výpočetní tomografie je lékařská zobrazovací metoda, jež využívá ionizujícího záření rentgenky, které po průchodu tělem pacienta je zachyceno detektorem viz. Obrázek 3.1, a tento modulovaný signál z několika úhlových projekcí je pomocí počítačové techniky rekonstruován do tomografického řezu. Zobrazení řezů nabízí výhodu oproti rentgenologii, kde se pořizují sumační snímky (na nichž dochází k překrývání struktur), jež vedou ke ztížení diagnostického posouzení.

Název výpočetní tomografie je odvozen z řeckého slova *tómos* (řez), jelikož jsou získávány řezy objektem a výpočetním zpracováním jsou zobrazovány jako 3D obraz.

[1],[5]



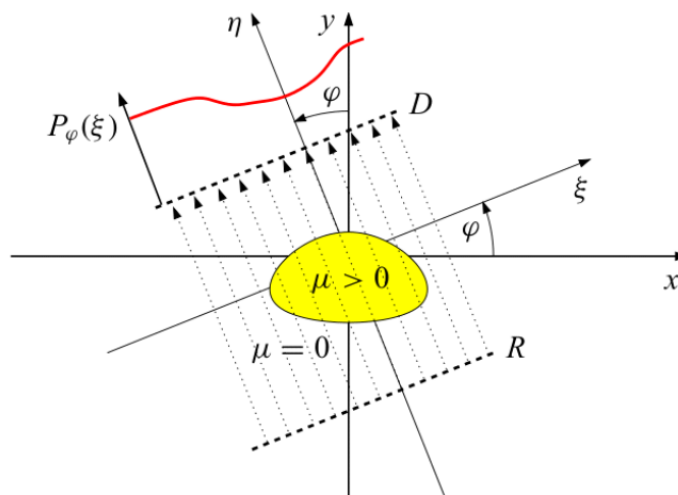
Obrázek 3.1 Princip tomografu a znázornění rozmístění soustavy rentgenka-pacient-detektor [1]

#### 3.1.1 Princip CT

CT spojuje metodu skiografie s vysoce výkonným výpočetním zpracováním. Obraz je tvořen modulací zdrojového signálu, jež je X-záření složeno z charakteristického a brzdného záření produkovaného rentgenkou. Kolimovaný svazek záření prochází tělem pacienta, kde dochází k útlumu způsobeném absorpcí záření tkáněmi na principu Comptonova rozptylu nebo fotoefektu. Pohltivost záření závisí na densitě tkáně přímo-úměrně, tj. tvrdé tkáně (kosti) absorbují záření více než tkáně měkké s obsahem vody. Utlumené záření dopadá na detektory, které je transformují na elektrické signály. Soustava signálů z více projekčních úhlů vyjadřuje integrál, který je následně zpracovaný pomocí metody zpětné projekce, čímž je docíleno rekonstrukce dvourozměrné mapy absorpčního

koeficientu a získá denzitní obraz jednoho příčného řezu. Metoda zpětné projekce využívá inverzní formu Radonovy transformace, což je matematická metoda integrální transformace založená na integrálu funkce přes přímky. Získaný obraz je rozmazaný a obsahuje hvězdicový artefakt, toto však lze eliminovat použitím konvolučního filtru po zaznamenání všech projekcí pro daný řez.

Zjednodušení principu CT s použitím pohybů translace a rotace znázorňuje sinogram zvaný Radonův obraz, což je dvourozměrné zobrazení vzniklé z jednorozměrných projekcí získaných z různých pravidelných úhlů od  $0^\circ$  do  $180^\circ$  viz obrázek 3.2. Ze sinogramu lze určit správný průběh vyšetření či výskyt pohybových artefaktů, které lze u moderních přístrojů odstranit softwarovou korekcí.



**Obrázek 3.2** Princip vzniku sinogramu pootočeného o úhel  $\varphi$  od základní roviny gantry  $xy$  [5]

Získaný trojrozměrný obraz je tvořen trojrozměrnými objemovými jednotkami nazývanými voxely, které tvoří prostorové zobrazení zájmové oblasti. Geometrická rozlišovací schopnost dle rozměru voxelu dosahuje velikosti 0,5 mm. Kódování zobrazovaných tkání je provedeno pomocí tzv. Hounsfieldových jednotek (HU). Ty udávají lineární absorpční koeficient vztažený k absorpci vody podle vzorce 3.1. Stupnice šedi od černé po bílou obsahuje 2000 hodnot, jež znázorňují absorpci dané tkáně. Hodnota -1000, v obraze znázorněna černou barvou, je určena pro absorpci vzduchu, hodnota 0 je zvolena pro absorpci vody a hodnota +1000, v obraze znázorněna bílou barvou, je stanovena pro absorpci kostní tkáně.

$$CT = 1000 \cdot \frac{\mu_{tkaně} - \mu_{voda}}{\mu_{voda}} \quad (3.1)$$

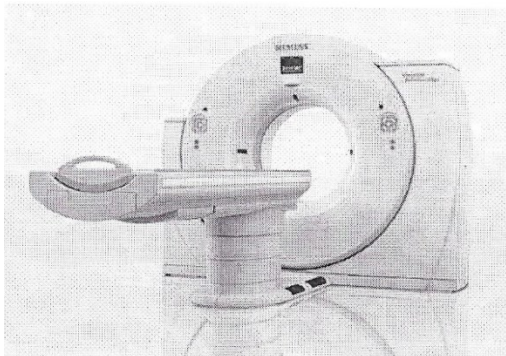
**Využití CT:** Pro lepší měkko tkáňový kontrast a kratší čas potřebný pro vyšetření se CT používá v oborech urgentní medicíny, traumatologie (polytraumata), onkologie (vyšetření s kontrastní látkou a kontrolní vyšetření pro zhodnocení léčby), ortopedie (zobrazení muskuloskeletálního systému).

Kontraindikace pro vyšetření na CT je gravidita (v případě vitální indikace je však vyšetření provedeno). Hojnější jsou kontraindikace pro podání kontrastní látky u funkčních vyšetření cévního systému: alergie a astma (tato překážka je účinně odstraněna premedikací).

[1],[5],[9]

### 3.1.2 Konstrukce CT

Přístroj CT je zobrazen na Obrázku 3.3 a je tvořen kruhovým gantry, posuvným stolem pro uložení pacienta a ovládací částí pro nastavení parametrů, zpracování a zobrazení pořízených dat. V gantry jsou uloženy jednotlivé prvky zobrazovacího systému, které jsou uvedeny a popsány níže.



Obrázek 3.3 Zobrazení gantry CT výrobce Siemens [5]

**Rentgenka** neboli rentgenová elektronka je zdroj X-záření, která se skládá ze žhavené katody a anody. Katoda žhavená napětím s hodnotou kolem 200 V emituje elektrony, které jsou vysokonapěťovým elektrickým polem urychlovány na energii 20-200 keV (kde  $e$  je velikost náboje elektronu) a při dopadu na wolframovou nebo uhlíkovou anodu se prudce zabrzdí a jejich energie se přemění z 99% na tepelnou energii a z 1% na X-záření. To se skládá z charakteristického (závisí na materiálu anody a má čárové spektrum) a brzdného (závisí na velikosti anodového napětí a má spojitě spektrum) záření, které má v radiologických aplikacích větší význam. Z důvodu vzniku vysoké tepelné energie při dopadu elektronů bývá anoda chlazena (vzduchem nebo účinněji olejem) a zároveň se využívá rotace (3000 otáček/min), která tuto energii rozloží na větší plochu anody. Rentgenové záření je elektromagnetické záření (proud fotonů) s rozsahem vlnových délek od  $10^{-12}$  až  $10^{-8}$  m. [5]

V rámci vývoje existují 3 druhy rentgenek: stacionární, s rotační anodou a rotující celá rentgenka.

**Detektory** mají funkci snímání paprsků záření prošlých pacientem k následnému zpracování, umožňují tak zobrazení objektů v různých projekčních úhlech pro získání jednotlivých řezů a 3D rekonstrukci. Příklady technického řešení detektorů jsou scintilátor + fotodetektor nebo xenonem plněná ionizační komora. Se stoupajícím počtem detektorů v ose rotace se tenčí vrstva řezu a snižuje se elektronový šum. Vyšší počet detektorů po obvodu gantry, lze použít vějířovitý svazek s vyšším vrcholovým úhlem, tudíž postačí méně projekcí k sejmutí dat z dané oblasti. Použití multidetektorů snižuje pohybové artefakty a zvyšuje kvalitu rozlišení v ose z.

**Kolimátory** tvarují svazek RTG záření pro potlačení sekundárního záření. Používají se mechanické nebo elektronické kolimátory u multi-slice CT.

**VN generátory** slouží k produkci dostatečného výkonu 30-60 kW. Při anodovém napětí 80-140 kV a proudu 500 mA. Generátory slouží ke změně střídavého nízkofrekvenčního nízkonapěťového třífázového proudu na vysokonapěťový stejnosměrný proud.

**Filtrace** slouží k vyhlazení radiačního signálu, tím zvyšují jakost snímku a snižují dodanou dávku záření. Příklady použití je plochý útlumový filtr pro potlačení měkkých prvků nebo adaptivní filtr u CT srdce.

[1],[5],[9]



### 3.1.3 Druhy tomografů

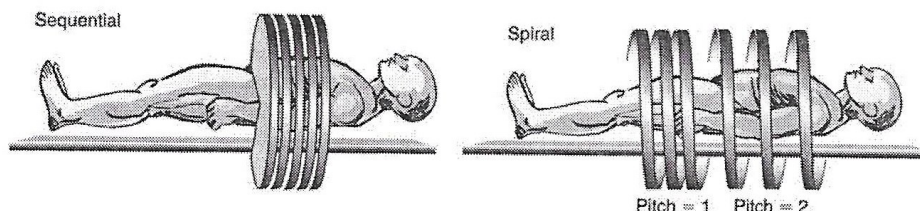
**První generace** je charakteristická soustavou rentgenky a jednoho detektoru, jež se pohybuje lineárně v rovině řezu. Paprsek X-záření z rentgenky je kolimován do tenkého svazku, který dopadá na protilehlý detektor. Po lineárním sejmutí průřezu se systém rentgenka, kolimátory a detektor pootočí o určitý úhel ( $10-15^\circ$ ) a proces snímání se opakuje viz obrázek 4.6 vlevo. Rychlost snímání 25 000 primárních měření/6 min. Tento tomograf vznikl pro ověření funkčnosti teoretického principu výpočetní tomografie a v klinické praxi se dnes nepoužívá.

**Druhá generace** je technologicky vylepšena maticí detektorů (desítky) a ionizující záření rentgenky je kolimováno do vějířovitého svazku s vrcholovým úhlem  $3-26^\circ$  viz obrázek 4.6 druhý zleva. Soustava rentgenka detektory se pohybuje opět v lineární rovině řezu, ale v kratší akviziční délce pro každý úhel natočení. Tímto je docíleno rychlejšího snímání 54 000 primárních měření/50 s.

**Třetí generace** se vyznačuje lineární mozaikou detektorů (256-1024) na kruhovém oblouku gantry naproti rentgence a vějířovitým svazkem RTG záření s větším vrcholovým úhlem  $30-45^\circ$  (vějířová konstrukce, anglicky *fan-beam*) viz obrázek 3.6 druhý zprava. Doba pro akvizici dat se zkrátila na 2,5-10 s, jelikož je využito pouze rotace rentgenky a detektorů bez lineárního posunu. Dále je významná Slip-ring technologie, která zajišťuje plynulý pohyb rentgenky jedním směrem prostřednictvím kontinuálního napájení přes třecí kartáče. Především typ měl soustavu rentgenka-detektor se statickou napájecí a vyhodnocovací částí propojenou kabelem, tudíž byla nucena střídát směr otáčení, aby se kabel nezamotal, a to podstatně prodlužovalo čas vyšetření. Třetí generace je dnes v klinické praxi nejpoužívanější.

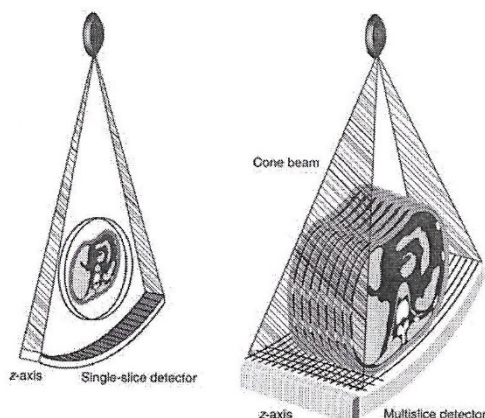
Sekvenční (konvenční) metoda akvizice je založena na snímání po krocích viz. Obrázek 3.4 vlevo, kdy rentgenka během 1 otáčky sejme data pro 1 řez a stůl pacienta se posune o určitou vzdálenost. Tento postup se opakuje do nasnímání celé oblasti zájmu.

Spirální (helikální) metoda akvizice využívá rotační pohyb rentgenky a lineární pohyb patientského stolu najednou a vzniká tzv. šroubovice viz. Obrázek 3.4 vpravo. Rozevření spirály (vzdálenost jednotlivých řezů od sebe) určuje parametr Pitch faktor, který je definován jako poměr velikosti posunu stolu za jeden oběh rentgenky a šíře vrstvy kolimovaného svazku. Se zvyšující hodnotou Pitch faktoru se zvyšuje tloušťka řezu, tím se zvýší šum a snižuje rozlišení, také se ale snižuje čas vyšetření a tím dodaná dávka záření do organismu pacienta.



**Obrázek 3.4** Znáznornění sekvenčního snímání dat po krocích vlevo a spirální metody tzv. šroubovice vpravo [5]

Multi-slice CT obsahuje více řad detektorů umožňující pořízení více řezů na jednou, tím je docíleno snížení akviziční doby a radiační dávky pro pacienta. Tento princip je znázorněn na obrázku 3.5 vpravo.

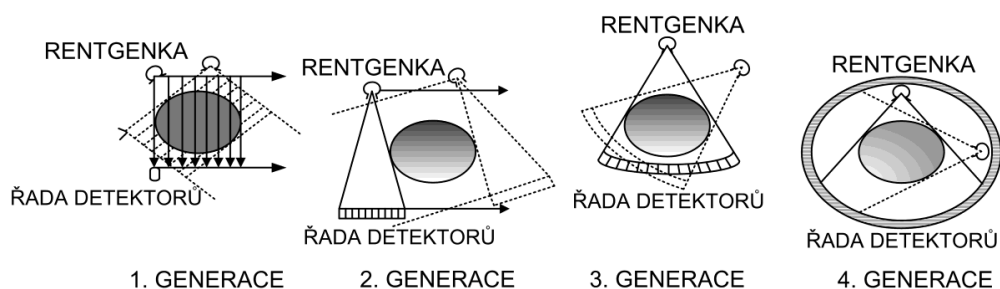


**Obrázek 3.5 Rozdíl mezi klasickým CT s 1 řadou detektorů vlevo a multi-slice CT s maticí detektorů vpravo [5]**

**Čtvrtá generace** se odlišuje od třetí generace nepohyblivou soustavou detektorů po celém obvodu gantry a svazek rotující rentgenky má vrcholový úhel 50-90° viz. Obrázek 3.6 vpravo. Délka akvizice dat je 1-5 s.

**Pátá generace** neboli kardio-tomograf používá elektronový svazek EBT (Electron Beam CT), který je vychylován cívkami po kruhu gantry. Tomografy 4. a 5. generace se v klinické praxi nerozšířily pro svou finanční náročnost a absenci technických výhod oproti tomografu 3. generace.

[1],[5],[9]



**Obrázek 3.6 Názorná ukázka principu fungování pohybu soustavy rentgenka detektor u první až čtvrté generace CT [1]**

Výrobci CT: General Electronics, Philips, Siemens, Toshiba.

## 3.2 Magnetická rezonance MR

Magnetická rezonance dříve jaderná magnetická rezonance je lékařská zobrazovací metoda využívající neionizující spektrum záření a silného magnetického pole k tomografickému zobrazení vnitřních orgánů (například mozek, mícha). Tato metoda je vhodnější pro zobrazování měkkých tkání, jelikož je schopna odlišit tkáň s podobnou strukturou, kupříkladu bílou a šedou kůru mozkovou či zdravou a patologickou tkáň.

Silné magnetické pole nemá prokázaný negativní vliv na lidskou tkáň, proto je MRI upřednostňována před jinými zobrazovacími metodami používající ionizující záření, negativním aspektem je vyšší cena vyšetření než u jiných zobrazovacích metod. Vyšetření MRI je sice časově náročnější, ale je přesnější a pro svou nulovou radiační zátěž je MRI stále častěji používána při

zobrazování parenchymových orgánů (plíce, střeva), částí muskuloskeletálního systému (chrupavky, menisky, šlachy, svaly) či cévního systému s kontrastní látkou. Konkrétně je využívána v oborech ortopedie, neurologie, kardiologie, u vaskulárních onemocnění (stenóza nebo aneurysma), vyšetření břišní dutiny (Cronova choroba, játra, pankreas, žlučové cesty) a karcinomů rekta, dělohy či prostaty. Dále je upřednostňována u dětí a prenatálního vyšetření (v případě nejasného závěru UZV vyšetření). Další výhodou je rychlá frekvence snímání a časovým rozlišením 20-30 ms, což lze považovat za skenování v reálném čase a využívá se pro detailní zobrazení kloubů, srdce a funkce nervového systému.

[1],[5]

Kontraindikace pro vyšetření na MR jsou:

- elektronické implantáty např.: kardiostimulátory či kochleární implantáty (po operativním vyjmutí magnetu sloužícího k upevnění externího mikrofону kochleárního implantátu je však problém redukován na obrazový artefakt),
- elektricky vodivé implantáty a protézy: umělé srdeční chlopně, aneurysmatické svorky, šrouby, stenty, stengraft, náhrada kyčelního kloubu (MR kompatibilní náhrady se nezahřívají, nadále však způsobují obrazové artefakty),
- rovnátka (řešením jsou MR kompatibilní materiály nebo souhlas České radiologické společnosti),
- kovové střepiny (například v oku),
- piercing či tetování (během vyšetření se zahřívají),
- gravidita v prvním trimestru či
- klaustrofobie (průměr otvoru gantry je přibližně 60-70 cm a hloubka 90-110 cm).

Kompatibilita s MR je vlastnost zdravotnického prostředku nebo příslušenství být bezpečný pro vyšetření MR. To znamená nepředstavovat další rizika pro pacienta ani personál, dále nezpůsobovat rušení MR, a tím negativně ovlivňovat kvalitu diagnostických informací. V dnešní době je na trhu řada MR kompatibilních zdravotnických prostředků (dálkový ovladač pro neurostimulaci páteřního kanálu, peristaltická pumpa pro podání kontrastní látky), ale některé splňují tuto vlastnost pouze za určitých podmínek. Příkladem jsou kardiostimulátory se speciálním MR kompatibilním módem, který nastaví kardiolog na nutnou dobu vyšetření (viz. zdroj 11). Z důvodu snížení spolehlivosti kardiostimulátoru v tomto módu je nutná monitorace pacienta během vyšetření. Na plně MR kompatibilní kardiostimulátor od výroby zdravotníci stále čekají.

Pro označení kompatibility výrobku s prostředím MR lze použít 3 značky viz. Obrázek 3.7. Nevodivé, nekovové a nemagnetické předměty se označují ikonou MR-safe. Předměty označené MR-conditional nevykazují nebezpečí vyvolaná působením MR, někdy však svázáno s určitými podmínkami. Označení MR-unsafe nesou předměty nebezpečné působením magnetického pole v prostředí MR.

Další označení radiotranslucent je vlastnost látky neinteragovat s rentgenovým zářením. Převážně jsou to předměty neobsahující kovy, proto se tento termín někdy používá i u předmětů vhodných pro použití současně s MR.

[8]



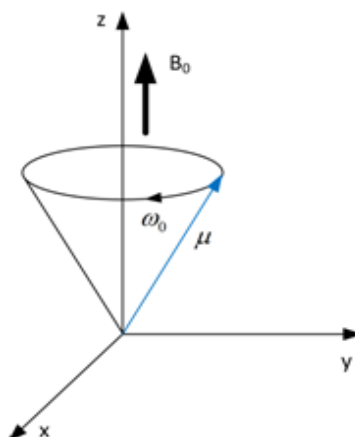
Obrázek 3.7 Značky pro označení kompatibility výrobku s prostředím MR, vlevo MR-safe, uprostřed MR-conditional a vpravo MR-unsafe [8]

### 3.2.1 Princip MRI

MRI je neinvazivní metoda pro získání obrazu vnitřních struktur, principiálně zjišťuje hustotu protonů ve vybraném řezu a využívá relaxační vlastnosti excitovaných protonů vodíku ve vodě a tucích (sledujeme množství vody ve zkoumané tkáni, proto není vhodná pro zobrazení kostí). Ty po vystavení silnému magnetickému poli jsou zdrojem radiofrekvenčního vlnění, které poskytují informace pro vznik obrazu a snímáme jej přijímacími cívkami.

Obrazy vznikají na základě dočasných změn magnetických poměrů ve tkáních. Každý nukleon (proton a neutron) má vnitřní moment hybnosti neboli spin, který se v jádrech s lichým počtem nukleonů vzájemně nevyruší a vytváří slabé magnetické pole. Tyto magneticky aktivní jádra lze považovat za magnetický dipól. V lékařské praxi je nejčastěji využíván vodík  $^1\text{H}$  (obsahující 1 proton), který tvoří přibližně 63% lidského těla a poskytuje nejsilnější rezonanční signál. Další možné prvky vhodné pro zobrazení magnetickou rezonancí jsou izotop uhlíku  $^{13}\text{C}$  a dusíku  $^{15}\text{N}$ , dále fosfor  $^{31}\text{P}$ , fluor  $^{19}\text{F}$  a sodík  $^{23}\text{Na}$ .

Za běžných podmínek je orientace os rotace protonů chaotická a celkový magnetický moment  $M_0$  je nulový, proto lidský organismus neprojevuje navenek žádné magnetické vlastnosti. Po vystavení silnému stacionárnímu magnetickému poli  $B_0$  se natočí paralelně (nižší energetický stav) či antiparalelně (vyšší energetický stav) se směrem tohoto vnějšího pole. Navíc protony provádějí precesní pohyb (viz. Obrázek 3.8), kdy vektor magnetického momentu částice opisuje kuželovou plochu s určitým vrcholovým úhlem a určitou frekvencí nazývanou Larmorova. Hodnota této frekvence závisí na druhu prvku a velikosti vnějšího magnetického pole  $B_0$  dle vztahu 3.2, kde  $\gamma$  udává gyromagnetický poměr (pro vodík v magnetickém poli 1 T má hodnotu  $\gamma = 42,58 \text{ MHz} \cdot \text{T}^{-1}$ ).



Obrázek 3.8 Princip precesního pohybu jádra [1]

$$f_L = \gamma \cdot B_0 \quad (3.2)$$

Působením vnějšího RF signálu s Larmorovou frekvencí a energií rovnou rozdílu potencionální energie protonu s antiparalelní a paralelní orientací nastane jev rezonance jader, pohlcení fotonu způsobí excitaci protonu do vyššího energetického stavu.

Po konci působení RF signálu nastává relaxace protonů, tedy čas návratu do rovnovážného stavu (rozfázování spinů). Současně se zde uplatňují relaxační mechanismy T1 spin-mřížková interakce a T2 spin-spinová interakce, které jsou popsány níže. Excitované protony se navracují do nižšího energetického stavu a uvolní foton, který je snímán v podobě echa přijímacími RF cívkami. Tyto echa jsou považována za „surová“ data tvořící k-prostor, což je 3D matice s 256 prvky v osách x a y a volitelnou hodnotou v ose z. Počítačovým zpracováním pomocí Fourierovy transformace však vznikne matice voxelů s odpovídajícími hodnotami ve stupních šedi, tedy výsledný obraz. Přesná lokalizace zdroje vysokofrekvenčního signálu je umožněna prostřednictvím nasuperponovaného gradientního pole  $G_S$  pro poziční kódování v ose z a frekvenčního  $G_F$  a fázového  $G_P$  kódování pro osy x a y. Gradient pole zaručuje, že k jevu rezonance dochází v různých místech při odlišných Larmorových frekvencích.

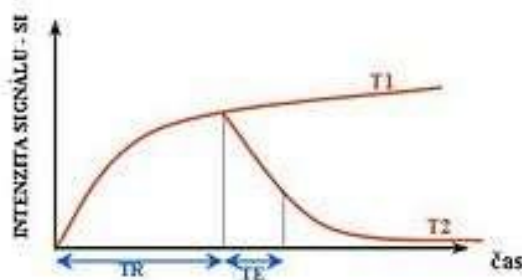
Tvar RF signálu ovlivňuje přesnost výsledného řezu, proto se používá pulz s tvarem funkce sinc nebo gaussovským, které mají ve frekvenční doméně nejpriznivější vlastnosti a obdélníkový nebo gaussovský tvar spektra. RF signál lze dle energie dělit na  $90^\circ$  pulz a  $180^\circ$  pulz, a to podle úhlu sklápění magnetizace  $M_0$  do roviny x,y pro  $90^\circ$  pulz nebo do opačného směru -  $M_0$  pro  $180^\circ$  pulz.

MR protokol vyšetření je tvořen sekvencemi spin-echo (SE) a inversion recovery (IR) nebo speciálními FLASH (Fast Low Angle Shot), STIR (Short TI Inversion Recovery) či FISP (Fast Imaging with Steady-state Precession) sekvencemi, které se liší barevným kontrastem tkání s různým složením. Dále také sekvencemi rychlého zpracování Turbo SE se speciální segmentací k-prostoru a EPI (Echo-Planar Imaging), která je momentálně nejrychlejší dostupná zobrazovací technika MR využívající jeden excitační pulz na celý obraz a sérii rostoucích a klesajících gradientních ech, jejichž počet je určen EPI faktorem s hodnotou od 64 do 128. Tyto sekvence se využívají např. pro BOLD zobrazování.

T1 spin-mřížková interakce natáčením protonů do antiparalelního směru vzniká podélná složka tkáňové magnetizace  $M_0$ . T2 spin-spinová interakce sjednocením fází vzniká příčná složka tkáňové magnetizace  $M_0$ . Délka času  $T_2$  je vždy menší nebo rovna času  $T_1$  z čehož vyplývá, že příčná relaxace je rychlejší než relaxace podélná. Hodnoty těchto časů jsou odlišné pro různé tkáně a jsou uvedeny v tabulce 2. Dalšími parametry ovlivňující sekvence je doba opakování TR (repetition time), kdy dochází ke zvyšování magnetizačního signálu (uplatňována u T1 interakce) a doba ozvěny TE (time echo), kdy se intenzita magnetizačního signálu naopak snižuje (uplatňována u T2 interakce), znázorněny jsou na obrázku 3.9.

**Tab. 2 Relaxační doby  $T_1$  a  $T_2$  pro různé tkáně, převzato z [5]**

Tkáň	$T_1$ [ms]			$T_2$ [ms]
	0,5 T	1,0 T	1,5 T	
Tuk	210	240	260	80
Játra	350	420	500	40
Ledviny	430	590	690	58
Svaly	550	730	870	45
Srdce	570	750	880	57
Bílá hmota mozková	500	680	780	90
Šedá hmota mozková	650	810	900	100
Mozkomíšni mok	1800	2160	2400	160



**Obrázek 3.9 Účinky doby opakování TR a doby ozvěny TE na signál MR [8]**

Jasové znázornění tkání je závislé na intenzitě signálu detekovaného přijímacími cívkami. Tkáně vykazující nízký signál se zobrazují černě a s rostoucí hodnotou signálu se zobrazení tkáně zesvětluje. U T1 vážených skenů vykazují vysoký signál tuk, paramagnetické látky či pomalu proudící krev a nízký signál kosti, vzduch a tkáně s vysokým obsahem vody (edém, nádor, zánět či infekce). Poslední jmenované se však u T2 vážených skenů vyznačují naopak vysokou hodnotou signálu spolu s extracelulárně lokalizovaným methemoglobinem a nízkou hodnotou kosti, vzduch, tuk či paramagnetické materiály. Proto je důležité volit interakci T1 nebo T2 podle druhu tkání obsažených ve snímané oblasti, abychom docílili co nejlepšího kontrastu. Snímky jsou získány opět metodou zpětné projekce založené na inverzní Radonově transformaci, tedy znalosti integrálů z několika projekcí (přímek) výpočetně zpracovaných v rekonstrukci určeného řezu složeného z trojrozměrných voxelů s délkou hrany do 1 mm (nižší hodnoty se používají pro detailnější zobrazení malých struktur) nebo na Fourierově transformaci.

Pro zviditelnění cév nebo gastrointestinálního traktu v zobrazení MR se používají kontrastní látky. Interakcí částic s tkání dochází k zeslabení magnetického rezonančního signálu, a tím zkrácení relaxačního času T1. Používané látky jsou založené na gadoliniu (paramagnetické) nebo nanočásticích oxidů železa (super paramagnetické). Způsob podání je intravenózní u vyšetření cév a orální u vyšetření gastrointestinálního traktu. Kontrastní látky pro MRI jsou bezpečnější než jodové látky používané u vyšetření CT, které způsobují anafylaktoidní reakce a jsou nefrotoxické, tedy je nelze užít u pacientů s poruchou funkce ledvin.

[1],[5],[6],[13]

### 3.2.2 Konstrukce MRI

**MR magnet** zajišťuje zdroj homogenního magnetického pole  $B_0$  s velikostí indukce v řádu jednotek Tesla (pro porovnání je hodnota magnetického pole země 50 mT). V dnešní době jsou využívány supravodivé magnety (cívka s délkou několika kilometrů ponořená do kapalného helia s teplotou 4,2 K, nazývaná Dewarova nádoba, zajišťující supravodivost a chlazení). S vývojem magnetické rezonance se však využívalo několik typů magnetů:

Permanentní magnet s magnetickou indukcí do 0,3 T má nízké pořizovací náklady a vysokou hmotnost (až 100 tun). Výhodou je nepotřeba elektrického napájení a chlazení, ale velkou nevýhodou je nestabilita způsobená teplotními změnami a postupná ztráta magnetizace.

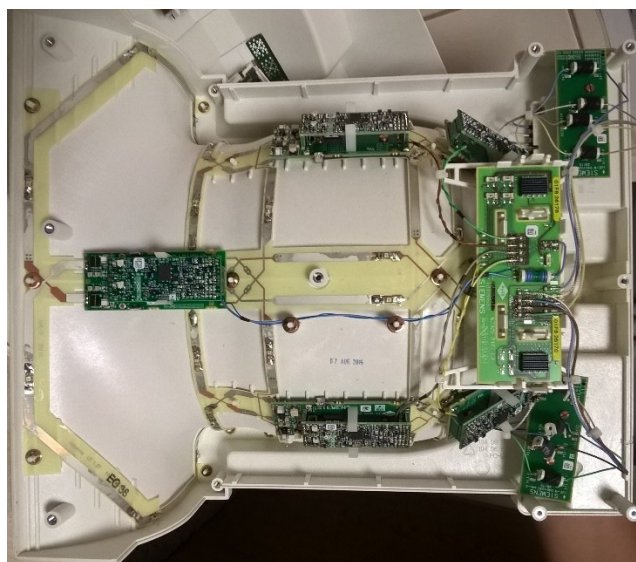
Rezistivní elektromagnety s hodnotou magnetického pole, závislou na počtu závitů a hodnotě elektrického proudu, mají nízkou hmotnost i pořizovací náklady. Výhodou je dobrá homogenita

a možnost snadného vypnutí, ale nevýhodou je vysoká spotřeba elektrické energie během provozu (až 30 kW) a nezbytnost vodního chlazení.

Supravodivé elektromagnety s magnetickou indukcí 0,5-8 T s vodiči ze slitiny niobu a tantalu nahrazující měď jsou využívány pro svou silnou indukci a vynikající homogenitu pole, i přes vysoké pořizovací náklady a hmotnost několika tun. Další nevýhodou je nutnost stálého kryogenního chlazení (pro zachování nulového odporu supravodiče) a pomalé řízené odstavení magnetu, tzv. Quench.

**Gradientní systém** zajišťuje prostorovou lokalizaci zdroje signálu ve tkáni a je tvořen třemi páry gradientních cívek umístěných podél jednotlivých os x, y a z.

**RF systém** stimuluje jaderné spiny tkáně signálem s Larmorovou frekvencí a je tvořen digitálními cívkami. Tvarem obálky signálu lze ovlivnit kvalitu a ostrost řezu, používány jsou obálky funkce sinc a Gaussovské. RF generátor pracuje jako vysílač (cívka vysílající RF impuls k pacientovi) a přijímač (cívka přijímající RF signál od pacienta), dále existuje několik typů speciálních RF cívek sloužících pro zvýšení odstupu signálu od šumu: celotělové, povrchové (např. hlavová cívka jejíž vnitřní část je zobrazena na obrázku 3.10, ramenní či páteřní) a multisegmentové neboli paralelní (s funkcí zkrácení času snímáního procesu).



Obrázek 3.10 Ukázka hlavové cívký MR se sejmutým krytem

**PC systém** je tvořen procesní částí pro obrazové zpracování, řídicí částí a hodnotícím softwarem, společně zajišťuje výpočetní zpracování a zobrazení výsledného obrazu. Rekonstrukce jednotlivých řezů je matematicky náročná operace založená na Fourierově nebo inverzní Radonově transformaci vyžadující výkonný výpočetní systém. Ze soustavy různých rovnoběžných řezů je následně vytvořen 3D obraz vyšetřované oblasti tkáně umožňující zobrazit řez v libovolné rovině.

**MR kabina** je nazývána speciálně upravená místnost, ve které je umístěna MR. Pořízený obraz mohou znehodnotit artefakty způsobené vnějšími rušivými RF signály, které zkreslují signál přijímaný ze tkáni pacienta. Z tohoto důvodu musí úprava místnosti zajistit elektromagnetické a vysokofrekvenční stínění, které je garantováno konstrukcí Faradayovy klece. Ta je tvořena uzemněným vodivým obalem z pletiva nebo perforovaného plechu s otvory menšími než vlnová délka rušivého signálu, jež odvádí veškerý generovaný elektrický proud. Tato konstrukce pracuje na principu soustředění elektrického



náboje na vnějším povrchu klece, avšak uvnitř je intenzita elektrického pole nulová, proto Faradayova klec slouží pro ochranu citlivých elektronických zařízení. Jiným provedením je např. karosérie automobilu či ochranná vrstva USB a koaxiálních kabelů pro stínění elektrického šumu.

Nejčastější výrobci MRI v ČR: Siemens Medical Solutions (model Aera, Avanto: FNOL, FNO), General Electric, Philips Medical Systems (model Intera Achieva: Městská nemocnice Ostrava), Hitachi Medical Systems.

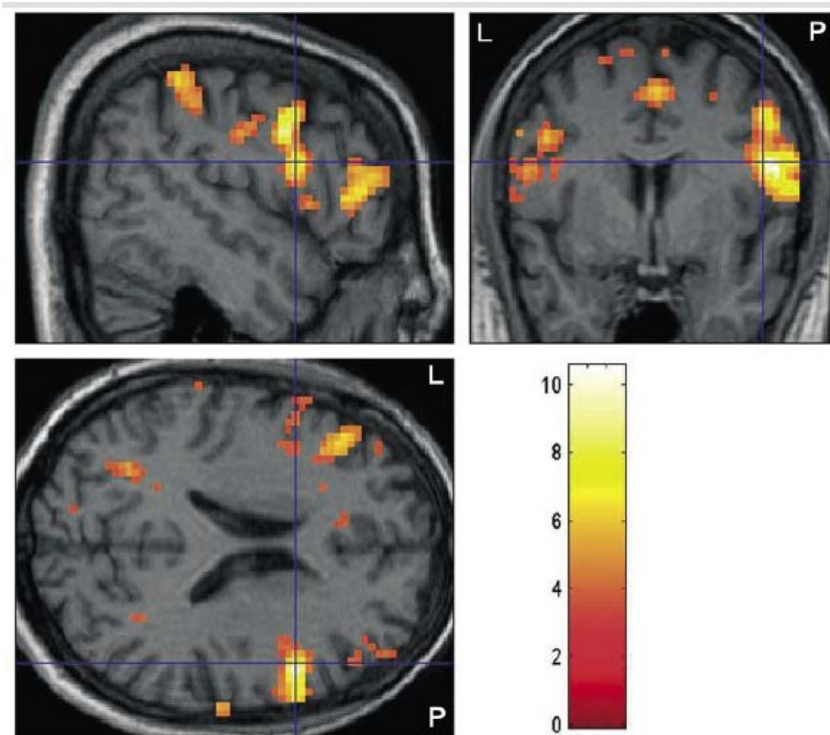
[1],[5],[6],[8],[13],[14]

### 3.2.3 Funkční magnetická rezonance

Funkční magnetická rezonance (fMRI) je zobrazovací metoda, která nepřímo mapuje aktivitu mozku vyvolanou vnějšími i vnitřními podněty. Oproti radionuklidovým vyšetřením (PET a SPECT) nezatěžuje pacienta dávkou radioaktivity, je rychlejší, méně nákladná a dostupnější. Principem této metody je sledování lokální změny prokrvení (perfuzní fMRI) a oxygenace (BOLD fMRI) mozkové kůry. BOLD Imaging (Blood oxygenation level dependency) je zobrazování aktivních tkání magnetickou rezonancí založené na principu rozdílu množství okysličené (oxyhemoglobin) a neokysličené (deoxyhemoglobin) formy hemoglobinu ve snímaném objemu tkáně (voxelu). Deoxyhemoglobin má paramagnetické vlastnosti a v magnetickém poli vytváří gradienty, tudíž se chová jako přirozená kontrastní látka. Aktivní nervové buňky spotřebovávají energii, kterou získávají oxidativní fosforylací glukózy. Během tohoto metabolického procesu dochází ke spotřebě kyslíku, a tedy k rozdílnému zastoupení zmíněných forem hemoglobinu a zároveň zvýšení perfuze. Průběh změny prokrvení vyjadřuje křivka hemodynamické odezvy. Měření lze provést dvěma postupy podle časového uspořádání, tzv. Event-related design mapuje detailní průběh hemodynamické odezvy na stimul a je využíván v neurovědním výzkumu např. působení léčby DBS u parkinsonovy choroby, prokázání abnormalit distribučních sítí mezi jednotlivými částmi mozku u neurodegenerativních onemocnění či lokalizace patologického ložiska u častých bolestí hlavy (tzv. cluster headache). Blokový design zachycuje intenzitu BOLD signálu řazením stimulů do bloků (získá vyšší hladiny BOLD signálu) a využívá se pro klinické účely jako doplňující vyšetření formou předoperačního plánování v neurochirurgii v oblastech řečové či motorické funkce (např. resekce nádoru mozku). Porovnáním klidových a funkčních snímků (pacient reaguje na podněty typu pohyb končetin či jmenování slov na určité písmeno) a následným statistickým vyhodnocením jsou získány výsledky v podobě křivek hemodynamických odpovědí či aktivačních map. Omezením metody je neexistence standardní klidové hodnoty a velmi malá změna intenzity BOLD signálu (u 1,5 T MR se pohybuje mezi 2 a 5-ti %), proto šum způsobený pohybovými artefakty může snadno znehodnotit naměřená data. Pro odlišení změny signálu od šumu se provádí desítky snímků celého mozku v klidu i se stimuly.

[10],[11]





Obrázek 3.11 Příklad výsledku vyšetření fMRI zobrazující sagitální řez (vlevo nahoře), frontální řez (vpravo nahoře), transverzální řez (vlevo dole) a barevnou škálu intenzity zaznamenané mozkové aktivity (vpravo dole) [11]

## 4 Problémy snímání bioelektrických potenciálů při CT a MRI

Během pořizování CT nebo MRI snímků existuje mnoho různých faktorů, které mohou do obrazu zanechat artefakt a znehodnotit jeho diagnostickou hodnotu. Většina těchto artefaktů se uplatňuje u zobrazování MR a detailní seznam a popis artefaktů lze nalézt ve zdroji 7. Faktory můžeme dělit do skupin podle jejich povahy na:

### 1. fyziologické

- Pohybové artefakty mohou být způsobeny vlivy periodickými (dýchání, srdeční aktivita, pulzace cév) nebo neperiodickými (gastrointestinální peristaltika, polykání, kašláni, chvění). Dochází k poškození dat s delší dobou náběru, jelikož pohybující se protony tkáně jsou vystaveny různým intenzitám RF pulzu. Absence artefaktu docílíme zklidněním pacienta během vyšetření (medikamenty, poučení či fixace) nebo řadou eliminačních postupů např. úpravou zobrazovacích parametrů, záměnou směrů kódování, EKG hradlování (detekce R-vln a následné skenování se zpožděním), srdeční kompenzace (současné snímání dat s EKG křivkou a následný retrospektivní výběr dat pořízených v čase nejmenšího pohybu), respirační hradlování a kompenzace atd.

### 2. působení zákonů fyziky

- Chemický posun je projev frekvenčního rozdílu v rezonanci protonů vody a tuku (který je způsoben rozdílným složením molekul), udáván je poměrově prostřednictvím váženého průměru s hodnotami 3 až 3,5 ppm (jednotka ppm má význam počtu jednotek v milionu neboli  $10^{-6}$ ), jelikož složení tuků je různorodé. Výrobci však používají jednotky px, Hz/px nebo Hz, kdy např. frekvenční rozdíl udávaný v jednotkách Hz lze odvodit z hodnoty udávané v ppm značené  $\delta_{FE}$  dle následujícího vzorce 4.1:

$$\Delta f_{FE} = \delta_{FE} \cdot \omega_0 = \delta_{FE} \cdot \gamma \cdot B_0, \quad (4.1)$$

kde  $\gamma$  vyjadřuje gyromagnetický poměr a  $B_0$  intenzitu hlavního magnetického pole. Minimalizace artefaktu chemického posunu lze docílit zvýšením šířky pásma  $B_w$ , snížením intenzity magnetického pole  $B_0$  (sníží se však i kvalita snímku), suprese signálu z tukové tkáně nebo aplikací speciálních sekvencí např. CSE či FSE.

- Magnetohydrodynamický efekt je projev magnetického pole, kdy poškozuje EKG signál nežádoucím elektrickým nábojem generovaným ionty krve pohybující se kolmo na směr magnetického pole MR. To má za následek zpomalení krevního toku závislé na průmětu cévy a intenzitě magnetického pole, což může být kompenzováno zvýšením krevního tlaku. Částečné eliminace tohoto artefaktu lze docílit umístěním elektrod na záda pacienta.

### 3. chyby HW a SW zařízení MR

- Chyby zpracování obrazu projevující se aliasing artefaktem (objekty na frekvencích za definovanými hranicemi se zobrazí na frekvencích uvnitř FOV posunutých právě o šířku pásma) způsobeným podvzorkováním signálu, ke kterému dochází nesprávným nastavením parametrů snímání (chybné nastavení FOV, neboli volba menších rozměrů zobrazení než má vyšetřovaná oblast).
- Nehomogenita RF pole se projevuje v obraze pruhy nebo hvězdicemi s proměnlivou intenzitou. Interferenční RF šum z elektrické sítě, mobilních telefonů nebo jiných elektronických zařízení lze eliminovat stíněním Faradayovou klecí. Dalšími původci distorze pole jsou nerovnoměrné vinutí cívek, selhání RF cívky, filtrace, průraz RF vlny

statické elektřiny nebo stimulovaná echa mimo oblast FOV produkovaná zapnutím přijímacích cívek.

- Nehomogenity stacionárního magnetického pole mají externí původ (elektrická vedení, kovové stavební prvky v blízkosti) nebo interní (drobné nedokonalosti vlastního vinutí). K úpravě homogenity pole slouží tzv. shimming, jež je proveden aktivní (přidané cívky řízené přesnými zdroji napájení poskytující tzv. shimmovací proudy) nebo pasivní (vně magnetu umístěné přesné železné pláty) formou.
- Metal artefakty jsou způsobeny přítomností kovových materiálů v prostoru vyšetření CT i MR a projevují se chybou v pořízeném obraze (viz. Obrázek 4.1), což zhorší nebo dokonce znemožní diagnostiku. [7]

U vyšetření na CT je kovový artefakt způsoben absorpcí záření kovovým materiálem, tudíž se projeví výpadkem v obraze a ovlivněním zobrazení okolních tkání v bezprostřední blízkosti kovového předmětu. Přítomnost kovové zdravotnické techniky (např. kardiostimulátor, kochleární implantát či peristaltická pumpa) provoz CT neomezuje. Oproti tomu v prostoru MR kabiny se nesmí nacházet předměty z feromagnetických materiálů a je používáno speciálně upravené příslušenství a zdravotnická technika např. EKG, hliníkové patientské lehátko atd.

Cizí předměty u MR pro svou susceptibilitu ( $\chi_m$ ) neboli magnetovatelnost způsobují silné zkreslení základního pole  $B_0$  v prostoru magnetu. Tento jev se projeví datovou ztrátou v obraze, která je někdy doprovázena zářivým okrajem a geometrickou distorzi. Tvar a stupeň zkreslení je závislý na umístění kovového předmětu vzhledem ke zobrazovaným tkáním, intenzitě pole  $B_0$ , rozdílech v susceptibilitě,  $T_E$  a BW ve směru  $G_{FE}$ . To znamená, že efekt zkreslení je výraznější s rostoucí intenzitou konstantního pole a rozsah signálové ztráty závisí na druhu kovu a typu použité sekvence MR. Doporučována je FSE sekvence nebo cíleně vytvořená VAT (View Angle Tilting) sekvence pro potlačení susceptibilního artefaktu. Fyzikální příčinou tohoto jevu je změna precesní frekvence sousedních spinů způsobena lokální nehomogenitou (mikroskopickými výchylkami) gradientního pole. Následkem je silnější a rychlejší rozfázování spinů, tudíž chybné prostorové umístění signálu v k-prostoru a zkreslení snímku v dané oblasti.

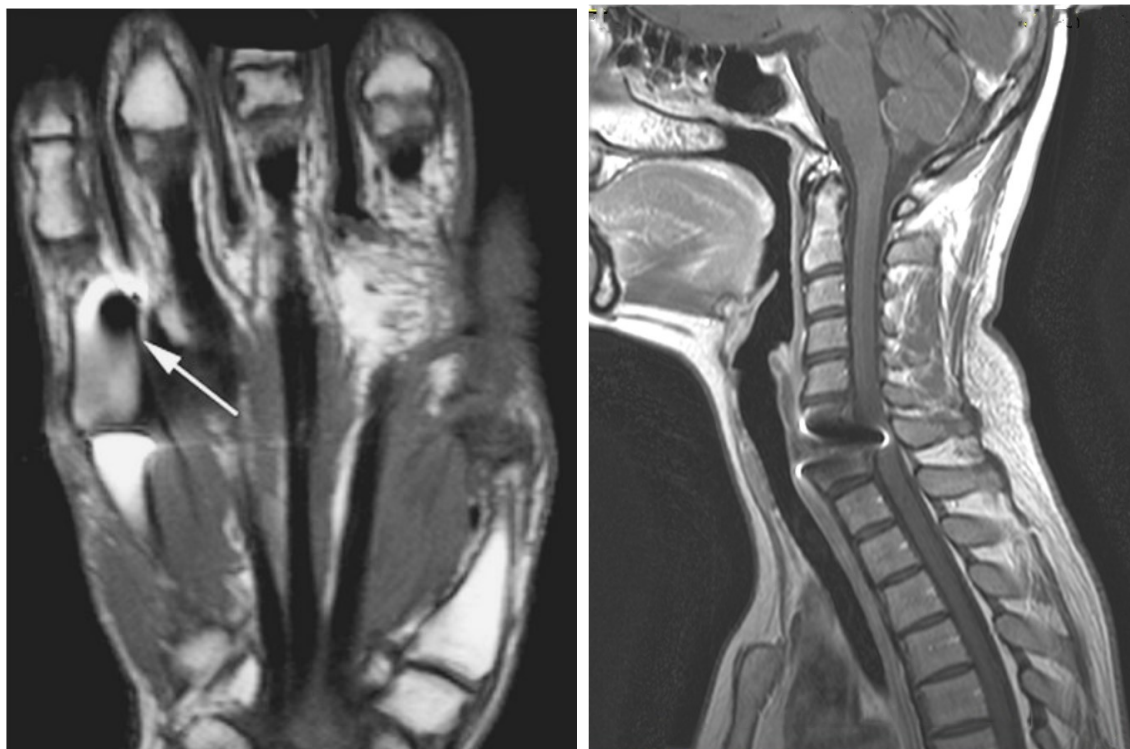
Obrazové artefakty způsobené rozdílem v susceptibilitě přirozeně vznikají i na přechodech jednotlivých tkání, například na rozhraní měkké tkáně a kosti (oblasti paranasálních dutin) nebo tkáně mozku a vzduchu (oblast báze lebni). Tkáně lidského těla patří mezi slabě diamagnetické látky a mají hodnotu susceptibility v rozsahu -1 až 0. Oproti tomu feromagnetické látky mají hodnotu susceptibility výrazně vyšší než 1 a jsou silně přitahovány magnetickým polem. Mezi tyto látky patří například železo, titan, kobalt či nikl, což jsou materiály umělých protéz, chirurgických šroubů, doplňků na oblečení nebo právě bio-potenciálových elektrod.

Potlačení susceptibilního artefaktu je možné snížením intenzity pole  $B_0$ , dále úpravou parametrů použité sekvence (například kratší  $T_E$ ) nebo snímáním oblasti zájmu ve vícero rovinách, kdy v některém úhlu se artefakt nemusí projevit. Další možností je nasnímání několika souborů dat s různou fází excitačního RF pulzu, kdy se signálová ztráta projeví vždy s určitým posunutím a pomocí rekonstrukčních algoritmů je ve výsledném obraze potlačena. I když možností eliminace susceptibilního artefaktu existuje mnoho, představují jen pár základních metod, protože toto není hlavním předmětem této práce.

Další problémy spojené se zobrazovacími modalitami:

- Mimo artefaktů je při vyšetření velkým problémem zahřívání vodičů, šperků či jiných vodivých materiálů a následná hrozba popálení pacienta, jelikož RF pole může indukovat střídavý proud v kovových implantátech nebo vodičích.
- Z důvodu vyšší hladiny hluku (přibližně 110 dB) je také potřebná ochrana sluchu u osob pobývajících v MR kabině během vyšetření, kupříkladu sluchátky.

[6],[7],[13]



**Obrázek 4.1 Příklady metal artefaktu u snímků pořízených MR. Vlevo: kovový objekt na proximálním článku prstu levé horní končetiny. Vpravo: oblast ztráty dat způsobená umělou kovovou meziobratlovou ploténkou [7]**

## 5 Vodivé materiály

### 5.1 Kovy

Klasické kovy jsou materiálem s elektronovou vodivostí, kde přenos náboje zajišťují volné elektrony. Ty se volně pohybují kolem kladných iontů uspořádaných v krystalické mřížce, z jejichž valenční vrstvy se snadno odloučily. Následkem připojení zdroje napětí k vodiči se pohyb elektronů usměrní od záporného ke kladnému pólu zdroje a vzniká elektrický proud.

Důležitými vlastnostmi kovů jsou mechanická pevnost a pružnost, odolnost vůči oxidaci a vnějším vlivům, tepelná vodivost a elektrická vodivost vyjádřená nízkou hodnotou rezistivity, dosahující hodnot  $10^{-6}$  až  $10^{-2} \Omega \cdot \text{cm}$ . Pro vodiče se používají materiály s velkou elektrickou vodivostí např. stříbro, měď či hliník, naopak materiály s velkým elektrickým odporem se využívají pro měřicí odporové přístroje, topná tělesa či vlákna žárovek. Pro speciální účely jsou potřebné materiály s výjimečnými vlastnostmi, příklady použití jsou materiály pro elektrické kontakty, termočlánky, dvojkovy nebo velmi čisté kovy pro supravodiče. Reaktivitu kovů projevující se korozí lze zmírnit povrchovou úpravou ve formě např. oxidace (v některých případech přirozený jev), chromování, pokovování, nanesení ochranné vrstvy barvy, laku či plastu.

Elektrickou vodivost ovlivňuje mnoho faktorů např. teplota, tlak či chemická čistota. Vodivost kovů se s rostoucí teplotou snižuje, což je způsobeno srážkami a zhoršeným průchodem elektronů kolem rozkmitaných kationtů v krystalické mřížce. Naopak při velmi nízkých teplotách okolo absolutní nuly se u některých kovů projevuje supravodivost charakteristická téměř nulovým odporem.

Základní kovy pro vodiče jsou ušlechtilé kovy (zlato, stříbro, platina atd.), měď se svými slitinami a hliník se svými slitinami.

Ušlechtilé kovy vykazují vysokou odolnost vůči atmosférickým a chemickým vlivům, a dále stálost za vysokých teplot. **Zlato** je kov se značnou odolností, jelikož neoxiduje ani ve formě taveniny. Vodivost zlata je nižší než u mědi a rezistivita dosahuje hodnot  $2,35 \mu\Omega \cdot \text{cm}$ . Ryzí zlato je měkké a dobře tvárné, proto se používá pro výrobky s extrémními rozměry např. fólie s tloušťkou  $0,1 \mu\text{m}$  nebo mikrodráty s průměrem  $5 \mu\text{m}$ . Vyšší tvrdosti a pevnosti lze docílit příměsí jiných kovů, které však snižují chemickou odolnost a vodivost. Jelikož výborně smáčí kovy, používá se pro pájky a materiály kontaktů v elektronice. Dále také k napařování spojů polovodičových součástek a pro vodiče k propojování polovodičových čipů s vnějšími přívody, jelikož se dokáže snadno připojit k jinému kovu. Z důvodu vysoké ceny je snaha zlato nahrazovat jinými kovy, ale jeho použití je nezbytné v elektronice s plastovým krytem. **Stříbro** je hojně využívaný kov v elektrotechnice, jelikož vykazuje nejvyšší tepelnou a elektrickou vodivost s hodnotou rezistivity  $1,64 \mu\Omega \cdot \text{cm}$ . Oproti mědi je méně reaktivnější, ale reaguje s ionty chloru a síry, což způsobuje černání stříbra na vzduchu. Získat jej lze ze stříbrných rud, kdy po zpracování je získán měkký a tvárný kov (avšak tvrdší než zlato) vhodný pro výrobu fólií a mikrodrátů. Mechanické vlastnosti lze vylepšit příměsemi jiných kovů např. mědi, niklu či zinku. Slitiny se používají pro výrobu chirurgických nástrojů, regulačních tyčí v jaderných reaktorech nebo jako fotografický materiál. Více než polovinu produkce však spotřebuje elektrotechnický a elektronický průmysl na výrobu kontaktů, tvrdých stříbrných pájek, galvanických povlaků či elektrod v elektrochemických člancích a keramických kondenzátorech. Slitina s manganem je používána pro konstrukci přesných rezistorů. **Platina** se vyznačuje nejvyšší chemickou stálostí, ale pro svou vysokou rezistivitu dosahující  $0,1 \mu\Omega \cdot \text{cm}$  se využívá jako odporový materiál.

**Měď** má vynikající elektrickou a tepelnou vodivost, především v čistém stavu bez nečistot a příměsí. Hojně využívanou vlastností je odolnost proti korozi a dobrá tvarovatelnost, díky snadnému odplyňování je také vhodná pro stavbu elektro-vakuových zařízení. Nevýhodný je nízký bod tání, velká tepelná roztažnost a vysoká cena, která způsobuje nahrazování mědi hliníkem. Použití mědi je běžné i ve formě slitin díky zisku lepších mechanických vlastností, příkladem jsou bronzы, mosaz nebo legovaná měď s přísadami kobaltu a fosforu. Pro výrobu vodičů a kabelů je používána měď ECu (elektrovodná) s vysokým stupněm čistoty.

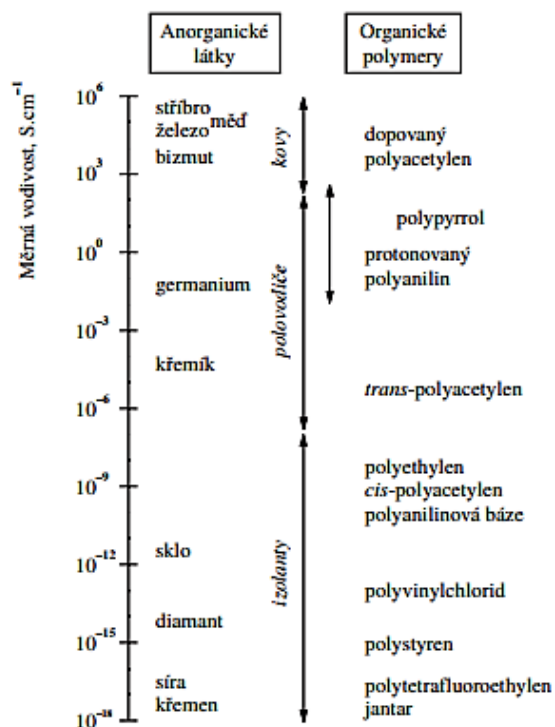
**Hliník** je nejrozšířenější kov na Zemi a vyrábí se z bauxitů prostřednictvím chemické rafinace za vzniku oxidu hlinitého, který opakovanou elektrolyzou s grafitovými elektrodami získává vyšší stupeň čistoty. Na vzduchu se jeho povrch pokrývá tenkou vrstvou oxidu hlinitého, který plní funkci ochranného stabilního antikorozního povlaku, ale také znemožňuje vodivý kontakt hliníkových částí. V porovnání s mědí je jeho vodivost o třetinu nižší, což jej řadí na čtvrtou pozici v řadě nejlepších vodičů elektrického proudu. K dalším vlastnostem hliníku patří snadná tvarovatelnost spojená s nízkým bodem tání, dále nízká hmotnost a korozní odolnost. Negativním rysem je malá pevnost, kterou je nutné kompenzovat podporou z pevnějšího materiálu. Vlastnosti hliníku spolu s vodivostí jsou silně závislé na čistotě kovu, která podporuje vodivost, ale snižuje pevnost. Použití hliníku podporuje jeho nižší cena ve srovnání s jinými vodivými kovy, ale jeho životnost je omezena časovou deformací a křehnutím vodičů, které zhoršují jeho vlastnosti. Konkrétní použití je v elektronice (elektrické rozvody ve starších domech) a mikroelektronice (dráty a mikrodráty, vodivé cesty), dále ve výrobě chladičů nebo elektrolytických kondenzátorů ve formě anodových a katodových fólií.

[15]

## 5.2 Polymery

Nekovovým vodivým materiálem jsou např. polymery, které se považují za slibný a nadějný materiál pro použití v technice a medicíně. Studium jejich elektrických vlastností a způsobem zpracování se vědci zabývají již téměř čtyřicet let. Elektrická vodivost některých polymerů je zajištěna dvěma předpoklady. Za prvé jsou tvořeny systémy konjugovaných dvojných vazeb a za druhé obsahují nositele náboje, které vznikají tzv. dopováním, analogicky s polovodiči. Oproti klasickým anorganickým polovodičům je však třeba řádově vyššího zastoupení dopující látky. Popis transportu náboje ve vodivých polymerech je inspirován teorií přenosu vytvořenou pro amorfní polovodiče, kdy neuspořádanost napomáhá lokalizaci náboje a určuje jeho transport.

Japonský chemik Hideki Shirakawa (jeden z nositelů Nobelovy ceny za chemii za rok 2000) se svým týmem objevili metodu zvýšení měrné vodivosti *trans*-polyacetyleny, a to halogenací parami jódu, vlivem které dosáhli hodnot  $38 \text{ S.cm}^{-1}$  srovnatelných s anorganickými polovodiči. Záměr nahradit polovodiče vodivými polymery se však ukázal jako nedosažitelný, jelikož nedosahují tak vysoké vodivosti (viz. Obrázek 5.1). Jejich předností se však stala responzivita neboli reakce změny struktury a vlastností v závislosti na změně podmínek okolního prostředí. Polymery se totiž považují za látky měkké, které oproti plynům a kapalinám mají stabilní tvar, ale v porovnání s „tvrdými“ látkami jsou poddajné v reakci na externí podněty. Tohoto jevu se využívá v senzorech pro identifikaci různých chemikálií v kapalinách či plynech např. v kriminalistice nebo testování stěrů ze sliznic na přítomnost určité látky.



**Obrázek 5.1** Porovnání měrné elektrické vodivosti zástupců anorganických látek a organických polymerů [16]

Vodivé polymery jsou zastoupeny polyacetylenem, polyanilinem a polypyrrolem pro své výhodné vlastnosti a možnosti aplikace, velkou nevýhodou polyacetyleny je však omezená stabilita. Výroba je snadná, chemickou nebo elektrochemickou oxidací příslušných monomerů lze provést v laboratorních podmínkách. Výrobou lze získat různé typy vodivého polymeru, např. prášek, nanotrubičky, nanovlákná, tenké filmy nebo hydrogely. Produkty jsou často vyráběny formou kompozitního prvku, tj. nosná matrice (substrát) pokrytá vodivým polymerem. Ten se dobře váže na hydrofilní materiál, a naopak špatně na hydrofobní např. sklo (proto používané nádoby pro provedení reakce jsou ze skla). Vodivost dosahující hodnot polovodičů je výhodná u použití v elektrotechnice. Novou vizí je výroba tzv. „plastové“ spotřební elektroniky, která je finančně úsporná oproti klasickým polovodičovým součástkám. Příkladem je vyrobení polymerního tranzistoru, který je navíc tvarově poddajný bez omezení funkčnosti. Využití polymerů v dalších oblastech techniky: ochranná nátěrová hmota proti korozi povrchů, prvek elektromagnetického stínění, v optických senzorech nebo dokonce jako elektrokatalyzátory v palivových článcích. Zde se využívá dalších výhodných vlastností mimo elektrické vodivosti, např. absorpce elektromagnetického záření, elektrochromismus, intenzivní barvivost atd. Další zajímavostí vodivých polymerů je schopnost na sebe navázat některé látky, a ty následně dlouhodobě uvolňovat. Toto by se mohlo využít pro dlouhodobé dávkování léčiva do organismu. V medicíně je také možnost využití vodivých polymerů jako snímací a elektricky stimulační elektrody. Jejich výhodou oproti klasickým kovovým elektrodám je obsah volných elektronů i iontů pro přenos náboje, proto pro snímání bio-potenciálu nepotřebují vodivý gel nebo pastu.

U materiálů pro snímací elektrody je důležitou vlastností biokompatibilita, což je vlastnost kontaktu materiálu s tkání bez výskytu nežádoucího efektu. Toto působení lze pozorovat prostřednictvím in vitro testování, které se provádí na jednotlivých buňkách, buněčných kulturách nebo na mikroorganismech

a in vivo testování, jež je použito u zkoumání působení na celý organismus. Součástí in vitro testování je zkoumání cytotoxicity a buněčné smrti, kdy jsou pozorovány změny stavby a metabolických procesů buňky nebo integrity buněčné membrány. Dále je zjišťována hemokompatibilita (v negativním případě může způsobit trombózu, zánět nebo imunitní reakci) a antibakteriální aktivita (ochrana proti infekci).

Biokompatibilita PANI (podle zdroje 19) byla prozkoumána prostřednictvím porovnání změn implantovaných vzorků PANI filmu a okolní tkáně in vivo a in vitro. PANI spolu s dalšími podobnými polymery mohou být potenciálními stimuly pro různé typy nepříznivých reakcí (např.: záněty či fibrotické reakce). Proto bylo testováno působení PANI filmů v kontaktu s buňkami (např.: PC-12 buňky dřeně nadledvin z krysu), konkrétně byla sledována schopnost množení buněk a přilnavost na implantované destičce. Tato destička byla vyrobena z křemíku ve formě s a bez PANI povlaku a podobných polymerů pro srovnání. Během dvou dní docházelo na povrchu destiček k patrnému množení buněk pozorované mikroskopem. Po dvou dnech sice nejpriznivější výsledky vykazoval povlak polystyrenu, ale během čtvrtého dne pozorování byl počet živých buněk nejvyšší u povlaku z PANI.

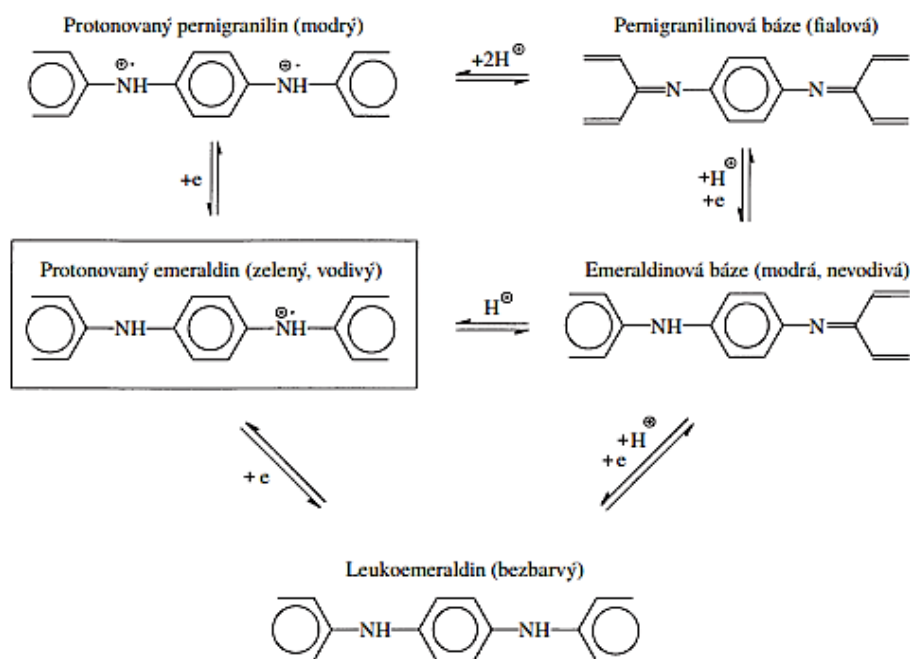
Další vlastností pro potlačení potenciální infekce je antimikrobiální aktivita, která u PANI byla zkoumána v několika studiích. V jedné byla prokázána antimikrobiální aktivita PANI a jeho nanokompozitů se zlatem či paládiem proti *E. Coli*, *Stafylokokku sp.* či *Streptokokku*. V další studii byla sledována inhibice bakterií *E. Coli* a *S. aureus* na destičkách z poly(vinylalkoholu) a polyetylenem obsahující PANI, dále provedení polyuretanu s PANI povlakem má schopnost ničit *P. aeruginosa* a *B. subtilis*. Tyto a další výsledky ukazují dobrou antibakteriální aktivitu vodivé emeraldinové báze, která roste procesem kopolymerizace aminobenzoovými kyselinami. Během dalšího zkoumání bylo objeveno, že magnetické nanočástice potažené PANI jsou dokonce biosenzorem detekujícím *Bacillus anthracis* a vazba protilátka-antigen potažená PANI s glutaraldehydem detekuje *E. Coli*. PANI navázaný na bavlně také vykazuje antimykotické účinky, které byly prokázány prostřednictvím redukce *Candida albicans* a provedení nanokompozitů poly(esteramidu) s PANI nanovláknem vykazují antimykotickou aktivitu proti *Aspergillus niger* či *Coleotricum capcii*.

[16],[17],[18],[19]

### 5.2.1 Polyanilin

Polyanilinové řetězce patří mezi polymery, jelikož jsou tvořeny stovkami až tisíci anilinových konstitučních jednotek. Procesy protonace (neboli dopování polyanilinu) a oxidace lze získat různé formy polyanilinu (viz. Obrázek 5.2) s odlišnými vlastnostmi např. zbarvení, chemická struktura a stabilita nebo elektrické vlastnosti. Této změny optických a elektrických vlastností se využívá u analytických senzorů. Zástupci polyanilinu jsou bezbarvý zcela redukovaný leukoemeraldin, zcela oxidovaný pernigranilin a nejstabilnější semi-oxidovaný emeraldin, jehož zelená protonovaná forma je vodivá a deprotonací hydroxidem amonným vzniká modrá nevodivá emeraldinová báze, tento i další procesy jsou vratné.





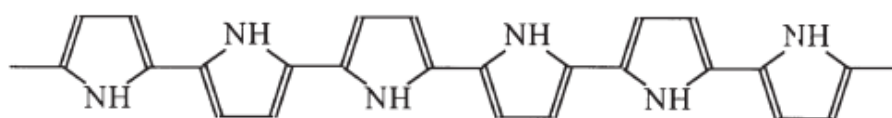
Obrázek 5.2 Chemické znázornění různých forem polyanilinu [17]

Výroba polianilinu je proces oxidace anilinu peroxydvojsíranem amonným v kyselém vodném prostředí, jedná se o exotermní reakci, kterou lze provést v laboratorních podmínkách. Vedlejšími produkty reakce jsou kyselina sírová a síran amonný. Při konkrétním postupu se roztok 2,59 g (20 mmol) anilin hydrochloridu rozpuštěném v 50 ml vody smísí s roztokem 5,71 g (25 mmol) peroxydvojsíranu amonného rozpuštěného ve stejném množství vody, tato směs postupně zmodrá a na konci polymerace (přibližně za 10 minut) zezelená. Vzniklou sraženinu je nutno důkladně promýt zředěnou (0,2 M) kyselinou chlorovodíkovou, poté acetonem, usušit na vzduchu a na závěr ve vakuu při teplotě 60 °C dosušit. V případě ponoření anorganické matrice do reakční směsi se pokryje filmem vznikajícího polyanilinu (emeraldin) hydrochloridu a vzniká tzv. kompozitní materiál. Vhodnými materiály pro anorganickou matici jsou uhlíkové materiály, oxid křemičitý či ferity.

[17],[18],[19]

### 5.2.2 Polypyrrol

Již v roce 1887 byla popsána chemická oxidace pyrrolu a o bez mála třicet let později byla zjištěna jeho schopnost polymerizovat v kyselém prostředí (oxidace peroxidem vodíku). Následný objev elektrochemického způsobu přípravy polypyrrolu („roztok monomeru v acetonitrilu nebo propylenkarbonátu s malým obsahem vody za přítomnosti dopantu, např. tetramethylamonium tetrafluoroborátu“, „tenký film na platinové elektrodě s měrnou vodivostí téměř 100 S.cm<sup>-1</sup>) na konci osmdesátých let minulého století byl později použit i pro přípravu dalších vodivých polymerů (např. polyanilinu). Pro přípravu většího množství látky je však výhodnější použití chemické polymerizace, při které je možnost použití různých oxidačních činidel (peroxydvojsíran amonný, peroxid vodíku, soli s obsahem kovů přechodových iontů, např. Fe<sup>3+</sup>, Cu<sup>2+</sup>, Cr<sup>6+</sup>, Ce<sup>4+</sup>, Ru<sup>3+</sup> a Mn<sup>7+</sup>), přičemž v praxi se upřednostňuje chlorid železitý díky zisku vyšší vodivosti přibližně 1 S/cm.



Obrázek 5.3 Základní jednotka polypyrrolu [17]

Výroba polypyrrolu je velmi podobná postupu výroby polyanilinu, k oxidaci je potřeba 1 mol pyrrolu a 2,33 molu chloristanu železitého. Reakcí vznikne polypyrrol ve formě černého a nerozpustného filmu nebo prášku.

[17]

### 5.3 Uhlíková vlákna

Uhlík je používán již několik staletí, ale s vývojem techniky se oblast jeho použití rozšiřuje. Od použití grafitu do tužek, přes elektrody v obloukových lampách, až po nejnovější materiály používané v jaderném a kosmickém výzkumu. Grafit a diamant jsou dvě formy uhlíku s velmi odlišnými vlastnostmi, tudíž právě rozmanitost struktury a textury propůjčuje uhlíku širokou škálu vlastností. Má dobré mechanické vlastnosti, je žáruvzdorný (sublimuje při 3650 °C, ale při dostatečně velkém tlaku taje až při 3800 °C), a zároveň má nízký součinitel teplotní roztažnosti. Dále je biogenním prvkem (hlavní součást živé hmoty), chemicky velmi stabilním (reaguje až v silně oxidujících prostředích), dobrým tepelným a elektrickým vodičem (se vzrůstající teplotou však tato vlastnost klesá). Vodivost grafitu dosahuje hodnot polokovů a je vyvolána přítomností volných elektronů, jejichž zastoupení je nižší v porovnání s kovy, ale jejich pohyblivost je snazší. Dle zdroje 15 mají uhlíková vlákna odpor 0,8 mΩ/cm, což odpovídá vodivosti  $1,25 \cdot 10^3$  S/cm. Pro svou biokompatibilitu je uhlík široce používán v lékařství pro implantabilní náhrady, např. srdeční chlopně či pevné kostní protézy jsou vyráběny z uhlíkových kompozitů a elektrody srdečních stimulatorů mohou být tvořeny skelným uhlíkem.

[20]

## 6 Bio-potenciálové elektrody

Elektroda je elektrochemický senzor, který zaznamenává signály fyziologických nebo patologických procesů v organismu, tudíž jsou článkem vypovídající o stavu člověka. Prostřednictvím elektrod se snímají elektrické signály, které se v těle šíří ionty v tělních tekutinách, tedy vodičem druhé třídy. Přístroje pro zpracování signálů i přírodní vodiče a elektrody jsou však většinou tvořeny kovy, tedy vodiči první třídy a přenos signálu je zde zajištěn volnými elektrony. Tento nesoulad je vyřešen využitím chemických oxidačních (ztráta elektronu na anodě) a redukčních (zisk elektronu katodou) dějů, které separací iontů vytvoří dvojvrstvu elektrického náboje, čímž vzniká půlčlánkový potenciál umožňující přenos signálu mezi těmito rozdílnými prostředními. Detailnější popis těchto dějů je uveden ve zdroji 1 a lze jej objasnit na elektrochemickém článku (zástupcem je tzv. Daniellův článek), jež je obdobou ke snímání bio-potenciálů. U elektrochemického článku je půlčlánkové napětí cílem konstrukce a lze jej vypočítat z odvození Nernstovy rovnice vzorce 6.1, kde  $E$  značí půlčlánkový potenciál [V],  $E^0$  standardní půlčlánkový potenciál [V],  $R$  plynovou konstantu [ $\text{J} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ ],  $T$  termodynamickou teplotu [K],  $n$  valenci elektronů [-],  $F$  Faradayovu konstantu [ $\text{C} \cdot \text{mol}^{-1}$ ],  $a_O$  aktivitu iontů oxidované látky [ $\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ ] a  $a_R$  aktivitu iontů redukované látky [ $\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$ ].

$$E = E^0 + \frac{RT}{nF} \ln \left( \frac{a_O}{a_R} \right) \quad (6.1)$$

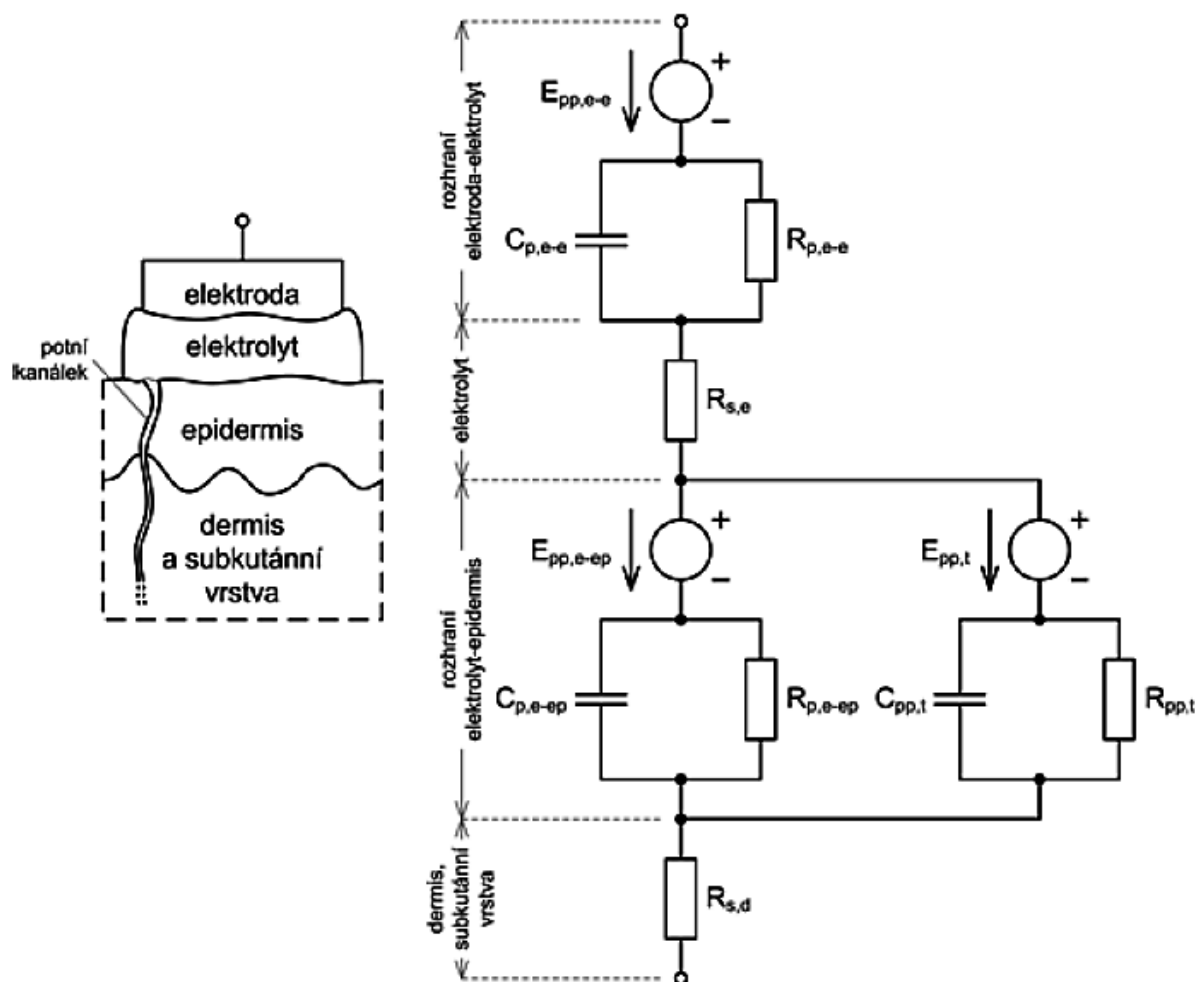
Naopak u bio-potenciálových elektrod vnáší půlčlánkový potenciál do měření neodstranitelnou chybu, jelikož jeho hodnota není nikdy přesně známa a součinností reakcí obou typů v organismu je i jeho polarita nestálá (dána typem převažující reakce). Z tohoto důvodu se u naměřených biosignálů hodnotí jejich průběh, frekvenční analýza a srovnávají se amplitudy signálů snímaných z více míst. I když se hodnota půlčlánkového potenciálu elektrody nedá přímo změřit, existuje možnost porovnání elektrod z různých materiálů změřením napětí mezi testovanou a tzv. standardní elektrodou, jejíž půlčlánkový potenciál je známý. Příklady standardních elektrod jsou teoretická konstrukce vodíkové elektrody a prakticky používaná kalomelová elektroda, jež jsou detailněji popsány ve zdroji 1.

Při snímání biosignálů s využitím oxidačních a redukčních reakcí prochází elektrodou elektrický proud, který způsobuje přepětí. To je složeno ze tří složek: odporové (jejímž zdrojem je úbytek napětí vlivem odporu elektrolytu), dále koncentrační (vzniká změnou koncentrace jednotlivých iontů, jež je následkem chemických reakcí, respektive protékajícího proudu) a aktivační (závisí na ionizační energii potřebné k odtržení elektronu a vzniku kationtů) působící současně. Účinek přepětí na chování elektrody (změnu potenciálu) se nazývá polarizace. Podle tohoto účinku jsou elektrody děleny na dokonale polarizovatelné a dokonale nepolarizovatelné elektrody, u nichž se přepětí neprojeví a nedochází tak k energetickým ztrátám. Vyráběné elektrody však nedokáží dosáhnout konstrukce dokonale polarizovatelné či nepolarizovatelné elektrody, ale blíží se jednomu nebo druhému typu. Zástupce podobající se dokonale polarizovatelné elektrodě je konstruována z čistých ušlechtilých kovů, tudíž změnu potenciálu zajišťuje především změna koncentrace iontů v elektrolytu, protože ušlechtilé kovy jsou obtížně rozpustné nebo oxidovatelné. V praxi používanější jsou stříbrochloridové ( $\text{Ag}/\text{AgCl}$ ) elektrody podobající se dokonale nepolarizovatelné elektrodě.

Z pohledu konstrukce a používaných materiálů se bio-potenciálové elektrody dělí na jiné dvě skupiny. Elektroda prvního druhu je tvořena čistým kovem nebo slitinou kovů, který je ponořen do roztoku obsahujícího kationty stejného kovu, např. elektroda ze stříbra nebo slitiny 80 % stříbra s 20 % niklu. Příkladem elektrody druhého druhu je  $\text{Ag}/\text{AgCl}$  elektroda, tudíž je tvořena základem z čistého

kovu, který je pokrytý vrstvou těžkorozpustné soli tohoto kovu. Elektrolyt zde musí obsahovat anionty těžkorozpustné soli např. chlorid sodný nebo chlorid draselný. Princip následně spočívá v tom, že na přechodu elektroda-elektrolyt probíhají oxidační reakce, konkrétně z atomů stříbra se uvolňují elektrony za vzniku stříbrných kationtů. Vzniklé kationty se slučují s chloridovými anionty za vzniku chloridu stříbrného, který se usazuje na povrchu elektrody nebo vstupují do redukční reakce za vzniku stříbra.

Pro studování elektrických vlastností bio-potenciálových elektrod během snímání biosignálů byl vytvořen náhradní obvod elektrody v kontaktu s pokožkou, jehož schéma je zobrazeno na obrázku 6.1 a znázorňuje jednotlivé prvky rozhraní elektroda-elektrolyt a elektrolyt-epidermis. Ve schématu je půlčlánkový potenciál modelován zdrojem elektromotorického napětí  $E_{pp,e-e}$ , rezistance  $R_p$  zastupuje prosakující proud nábojovou dvojrivrstvou a  $R_s$  elektrický odpor elektrolytu nebo hlubších vrstev kůže, kapacita  $C_p$  znázorňuje rozložení iontů nábojové dvojrivrstvy. Zároveň kapacitní složka udává frekvenční závislost elektrody, kdy impedance s rostoucí frekvencí klesá. Při snímání bio-potenciálů je však tato vlastnost nevýhodou, jelikož užitečné biosignály pokrývají převážně nižší kmitočtová pásma. Část schéma umístěno paralelně k rozhraní elektrolyt-epidermis modeluje funkci potních kanálků, které produkcí potu s obsahem NaCl ovlivňují elektrické vlastnosti celého systému přechodu.



Obrázek 6.1 Náhradní obvod elektrody v kontaktu s pokožkou, modelující rozhraní elektroda-elektrolyt a elektrolyt-epidermis [1]

Elektroda je aktivním snímačem, tedy zdrojem signálu od kterého se očekává co nejnižší vnitřní impedance pro docílení co nejnižších napět'ových ztrát. Jení vlastnosti závisí na několika následujících kritériích:

- použitím materiálu elektrody (Ag/AgCl elektrody druhého druhu podléhají polarizaci jen minimálně, tudíž by měly vykazovat nízkou impedanci, tu však může ovlivnit tloušťka stříbrochloridové vrstvy. Experimentálním zkoušením bylo zjištěno, že větší tloušťka AgCl vrstvy překvapivě způsobí snížení impedance, čímž opět Ag/AgCl elektrody předčí stříbrné elektrody prvního druhu. Tento jev je však omezen jen na ohraničený interval tloušťky vrstvy a snímaných frekvencí.),
- velikosti plochy rozhraní elektroda-elektrolyt (kvalita přenosu se s rostoucí plochou zlepšuje, limitací je však dostupnost kvalitně jednolitého konstrukčního řešení elektrody a členitost povrchu těla pro dobrý kontakt),
- druhu elektrolytu a
- koncentraci iontů.

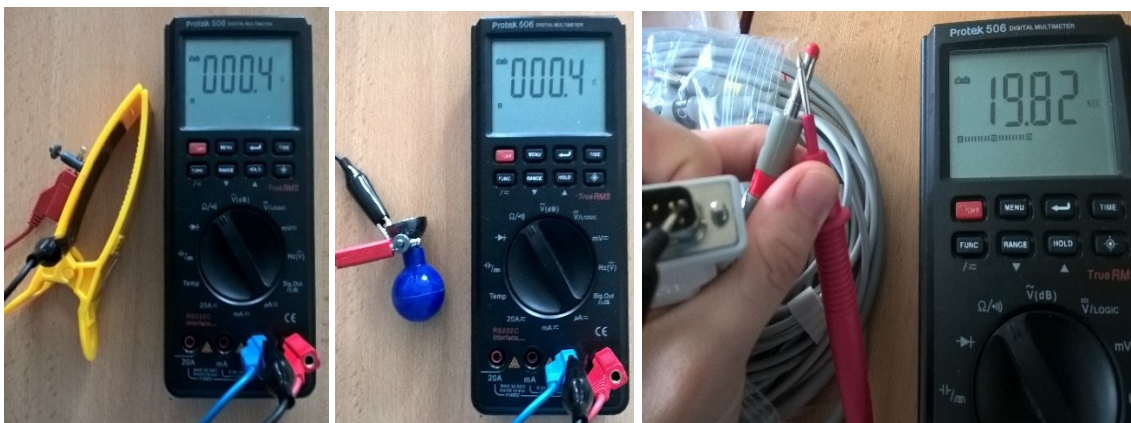
Frekvenční závislost impedance rozhraní elektroda-elektrolyt: při nižších frekvencích kapacitní složka převyšuje rezistanci  $R_p$ , proto při paralelním zapojení se uplatní pouze rezistance  $R_p$  a impedance celého systému je složena právě z rezistance  $R_p$  a odporu elektrolytu  $R_s$ . Naopak u vyšších frekvencí je kapacitní složka minimální, čímž paralelní zapojení s rezistancí  $R_p$  je zanedbatelné vůči sériové rezistanci  $R_s$ , tato pak prezentuje celkovou impedanci. U středních frekvencí se uplatňují všechny složky impedance.

Možnými problémy zvyšující impedance (hodnota impedance kůže člověka s velikostí plochy  $1\text{ cm}^2$  se může pohybovat od  $200\text{ k}\Omega$  (při frekvenci  $1\text{ }\Omega$ ) až po  $200\text{ }\Omega$  (při frekvenci  $1\text{ M}\Omega$ )) může být znečištění povrchu a výskyt odumřelých buněk kůže, toto lze minimalizovat použitím abrazivního gelu před umístěním elektrody. Dalším je vliv časové degradace a vysychání elektrod, což bylo experimentálně zkoumáno například porovnáním vlastností elektrod s elektrolytem a suchých elektrod.

Snímací bio-potenciálové elektrody jsou vyráběny v několika typech konstrukce dle místa použití. První skupinou jsou povrchové elektrody, které dále zahrnují elektrody plošné pro umístění na končetinách, dále balónkové pro upevnění na hrudi a nalepovací variantu tzv. plovoucí elektrody, jež se dají umístit na libovolnou část těla. Druhou skupinu představují podpovrchové elektrody pro invazivní snímání např. z mozkové tkáně a třetí mikroelektrody jsou používány na měření bio-potenciálů z izolovaných buněk.

[1]

Komerčně používané snímací končetinové a balónkové (Ag/AgCl) EKG elektrody vykazují naměřené hodnoty odporu jednotně  $0,4\text{ }\Omega$  (faktor vypovídající o technicky dokonalém řešení konstrukce elektrod) a EKG vodiče hodnoty  $20,2\text{ k}\Omega$  (používané pro standardní 12-ti svodové EKG) a  $19,78\text{ k}\Omega$  (používané pro monitory životních funkcí výrobce Philips) viz. Obrázek 6.1. Ke srovnávacímu měření odporu jsem použila digitální multimetr Protek 506 (SN: 506031344).



Obrázek 6.2 Měření hodnot odporu komerčně používaných kovových elektrod a vodičů.

## 6.1 Rešerše použití bio-potenciálových elektrod v prostředí zobrazovacích metod

Rešerši jsem vypracovala ze zdrojů souvisejících s tématem práce v odborných databázích IEEEExplore, PubMed, Scopus atd. Následně uvádím příklady hesel pro vyhledávání: nekovové, bio-potenciální, polymerové elektrody, zobrazovací metody, počítačová tomografie, magnetická rezonance nebo magnetické pole, které jsem použila v českém i anglickém překladu.

Cílem rešerše byl průzkum typu a konstrukce snímacích bio-potenciálových elektrod používaných během vyšetření na zobrazovacích modalitách CT a MR. Získané informace jsem uvedla na následujících stránkách v pořadí využití alternativních materiálů pro bio-potenciálové elektrody, dále příklady snímacích elektrod z polymerů a snímání biosignálů v prostředí zobrazovacích elektrod.

### Textilní elektrody pro monitorování životních funkcí – Diplomová práce

Jeden z nápadů využití nových materiálů pro snímání bio-potenciálů jsou textilní elektrody výhodné pro delší monitoring, jelikož poskytují pohodlí pro pacienta a eliminují možnost negativní reakce lidské pokožky. Jsou tvořeny implementací speciálních vodivých vláken do klasických textilií. Na substrát z elastického materiálu (bavlna či Lycra) je připevněna detekční elektroda z vodivého materiálu se super-absorpčními vlastnostmi pro snížení impedance, která je prostřednictvím flokovací techniky (např. polyamidová nebo akrylová vlákna potažená kovem) a vodivého elementu propojena s vyhodnocovací technikou. Vodivý materiál tvoří vlákna zcela nebo jen vodivou vrstvou (metodou odpařování, rozprašování, plnění, karbonizování či pokovení), což poskytuje vysokou vodivost, ale i problém adheze a nízké odolnosti proti korozi. Vytvořené textrody mají velké kapacitní vlastnosti při srovnání s klasickými gelovými elektrodami, a navíc pro snížení zkreslení signálu je potřebný dostatečný kontakt elektrody s pokožkou. Toto byl také největší problém měření, lze jej však zmírnit elasticitou textilního provedení, které se dobře přizpůsobuje nepravidelnému povrchu těla. Testovací měřicí řetězec se skládal z měřícího modulu, stíněných kabelů a textilních elektrod z materiálů ELITEX® a Silver.Stat® nebo klasických gelových nalepovacích elektrod pro porovnání. V rozporu s předpoklady byl při použití textilních elektrod pořízen kvalitnější záznam. Textilní elektrody obsahují ve svém složení kovy, tudíž je nelze použít v prostředí MR.

[24]

## **Uhlíkové samolepící polymerové elektrody na principu nanotrubiček pro bezdrátové snímání dlouhodobého elektrokardiogramu**

V dalším případě jsou použity polymerové elektrody integrované se speciálně přizpůsobeným bezdrátovým systémem EKG. Jsou opět výhodné pro dlouhodobé měření EKG pro flexibilní vlastnosti materiálu. Byly vyrobeny vpravením vysokého obsahu uhlíkových nanotrubiček (CNT) do polydimethylsiloxanu, navíc byly přidány stříbrné nanočástice (Ag NPs) pro zvýšení flexibility polymeru a vodivosti elektrody. Integrováním elektrod do vrstvy adhezivního polydimethylsiloxanu (aPDMS) byla vytvořena elektrokardiální náplast. Otvory v elektrodě naplněné aPDMS mohou umožnit silný kontakt mezi elektrodou a pokožkou, což snižuje pohybové artefakty. Úspěchem dlouhodobého jedenáctidenního testu bylo prokázání stálosti a kvality snímání EKG elektrod. Dalším dobrým výsledkem testů bylo zanesení pohybových artefaktů do měření až po šesti cyklech aplikace a sejmutí elektrod. Dle výsledů testování jsou vyrobené elektrody slibným provedením pro dlouhodobou bezdrátovou monitoraci EKG.

[13]

## **Měkké a pohodlné provedení suchých polymerových elektrod pro vysoce kvalitní EKG a EEG záznam**

Toto provedení suchých elektrod vyrobených z pružného vodivého polymeru, mají za úkol eliminovat nedostatky klasických gelových elektrod, jako dráždění pokožky, delší čas aplikace nebo nepohodlnou výměnu elektrod. Náhrada suchými pevnými elektrodami s kovovými kolíky neuspěla, jelikož jejich používání je značně nepohodlné a bolestivé. Použití bezkontaktních elektrod, které jsou kapacitně vázány na kůži, poskytuje nízkou amplitudu signálu a vysokou citlivost na pohybové artefakty. Naopak kontaktní vpichové elektrody s nízkou impedancí elektroda-kůže jsou však nákladné a zvyšují riziko infekce. U vhodných částí těla lze použít pěnové polymerní elektrody s kovovou vrstvou (ta se však lehce odlupuje) nebo vodivé textilní elektrody.

Polymerové elektrody jsou vyrobeny z pryže EPDM (ethylen-propylen-dienový monomer) s přísadami pro vylepšení vodivosti (ta je omezována odlupováním vrstev během používání), způsobu výroby a flexibility (poskytuje pacientovo pohodlí). Elektrody jsou schopny sejmut EKG signál (s vyšší amplitudou) nebo EEG signál (s nižší amplitudou) s pomocí aktivního obvodu. Pro porovnání s klasickými gelovými elektrodami byly zaznamenány signály alfa vln a zhodnoceny parametry korelace, koherence a poměr signálu k šumu (SNR). Výsledky tohoto měření jsou slibné, proto lze polymerové elektrody považovat za adekvátní náhradu. Vyrobené elektrody měly pinové či válcové provedení a použito bylo různých materiálových směsí. Pro dosažení optimální vodivosti, tvrdosti, pružnosti a snadnosti výroby materiálu byly na matrici EPDM navázány různé vodivé příměsi, například uhlík, vlákna z nerezové oceli a uhlíkové nanotrubičky. Vysoká impedance kůže je snížena velkou plochou elektrody a použitím vodivého gelu, který zároveň poskytuje kvalitnější kontakt, a tím snižuje pohybové artefakty. Experimentálním měřením bylo zjištěno, že velikost impedance klesá s rostoucím obsahem uhlíku v materiálu. Konkrétně při 50% obsahu uhlíku je impedance kůže asi 10krát vyšší než u konvenčních gelových elektrod (stovky  $k\Omega$  až  $1 M\Omega/cm^2$  pro signál 10 Hz). Nejlepším kompromisem mezi elektrickými a mechanickými vlastnostmi bylo zastoupení 45% obsahu uhlíku. Negativní vliv polymeru na pokožku byl vyloučen dlouhodobějšími testy (60 hod, 6 dnů). Porovnání EKG záznamu polymerových elektrod s klasickými gelovými vykazuje vzájemnou korelaci 0,99 při zachování

podmínek umístění jednotlivých elektrod, tudíž tyto polymerní elektrody by mohly nahradit používané suché a běžné gelové elektrody.

[14]

### **Zařízení pro měření tepové frekvence z volantu automobilu**

Tato diplomová práce se zabývá provedením polymerových snímacích elektrod implementovaných v potahu volantu. Toto technologické provedení poskytuje důležitý dobrý kontakt pokožky s plochou elektrodou, ale nestálé vlastnosti vodivých polymerů v závislosti na okolních podmínkách znemožní úplné nahrazení používaných kovových materiálů. Měření tepové frekvence probíhá na principu detekce R-vln ze získaného EKG záznamu. Signál je zaznamenán moderním EKG front endem (vývojová deska snímání EKG, ADS1298) a zpracováván algoritmem v procesoru (32-bitový mikroprocesor Atmel) s následným zobrazením naměřených hodnot tepové frekvence na LCD displeji. Pro výrobu polymerových elektrod byl použit polyanilin, jehož aplikace na potah proběhla v laboratorních podmínkách. Přívodní vodiče bylo potřeba kvalitně stínit kvůli nízkým hodnotám měřeného potenciálu. Testování polymerových elektrod proběhlo subjektivním hodnocením dvou-sekundového záznamu EKG signálu ze svodu I. V podmínkách nenastartovaného motoru byly v záznamu EKG dobře patrné R-vlny a minimální artefakty. Dle současného měření tepu na krkavici testovaného subjektu byl pořízený záznam EKG správný. Po nastartování motoru vykazoval naměřený signál stále detekovatelné R-vlny, ale také výraznější nasuperponované rušení motoru s vysokou frekvencí. Během otáčení volantu, což charakterizovalo řízení vozidla, měnil naměřený signál svou izoelektrickou linii a detekované R-vlny měly nižší amplitudu. Posun dlaní během otáčení volantu navíc prodloužil vzdálenost jednotlivých R-vln.

[15]

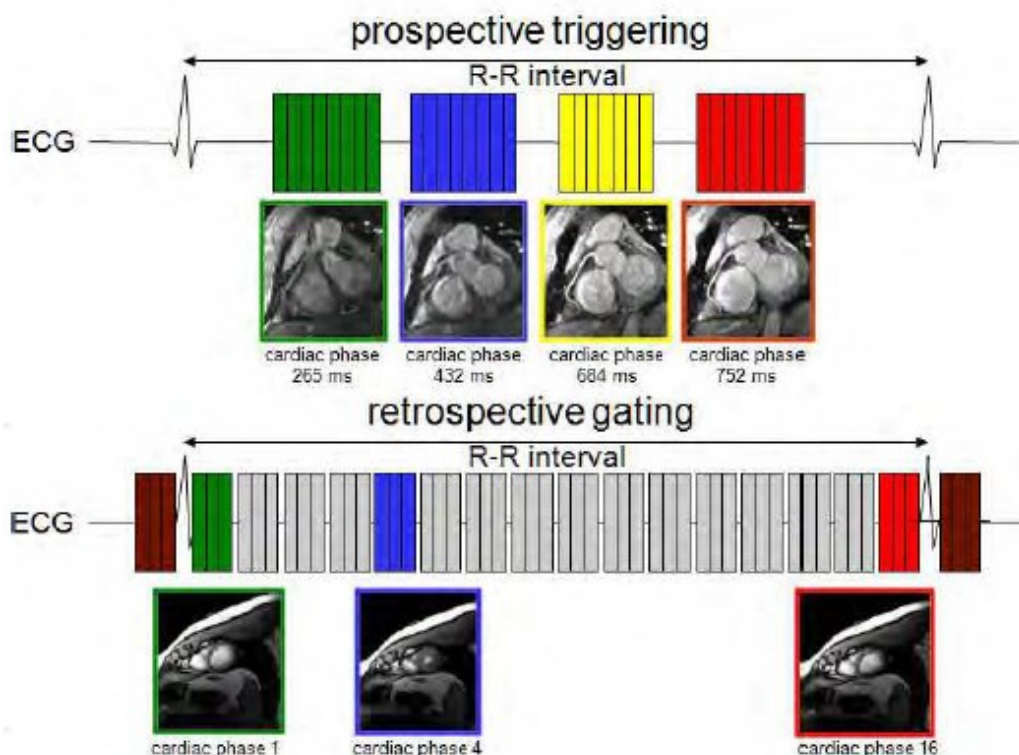
Všechna tato zpracování představují dobré vlastnosti a slibné výsledky polymerových elektrod, ale žádné provedení netestuje chování v magnetickém poli.

### **EKG v prostředí MRI: Klinické potřeby, praktická hlediska, vliv na bezpečnost, technická řešení a budoucí směry**

Tento článek popisuje důležitost synchronizace snímání obrazových dat MR s R-R intervalem EKG pro eliminaci artefaktů způsobených rychlým pohybem srdce při jeho zobrazování (nelze jej totiž zastavit). Jsou používány 2 techniky této synchronizace, prospektivní spouštění a retrospektivní hradlování. Oba postupy využívají segmentaci, kdy sběr obrazových dat probíhá v částech srdečního cyklu s nejmenším pohybem srdce. Prospektivní spouštění využívá umístění akvizičního okna s délkou 50-200 ms do klidové fáze srdce (obvykle v půli diastoly) viz. Obrázek 6.2 nahoře, kde můžeme vidět lepší kvalitu snímku pořízených od 684 ms R-R intervalu srdce. U retrospektivního hradlování jsou okna pro sběr dat rozmístěna po celém R-R intervalu v pravidelných vzdálenostech (viz. Obrázek 6.2 dole) a pomocí zpětné rekonstrukce je vytvořen film zobrazující pohyb a dysfunkce srdeční svaloviny. Délka okna je v tomto případě kratší (20-50 ms) pro eliminaci pohybu srdce. Efektivitu jmenovaných postupů a kvalitu pořízených obrazových záznamů určuje správná detekce



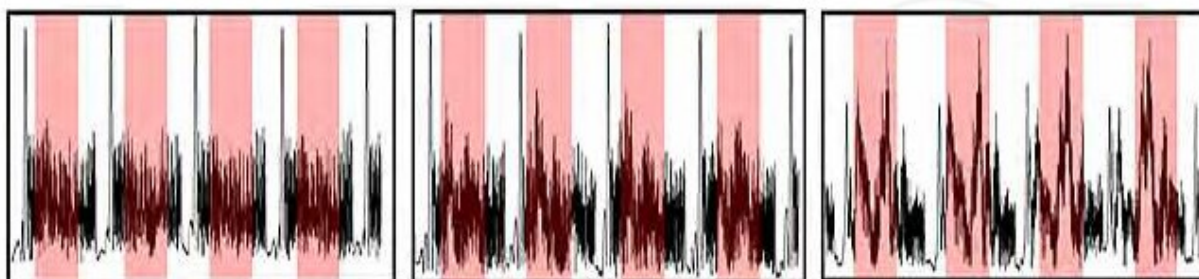
QRS komplexu, nezachycení R-vlny EKG může značně poškodit kvalitu obrazu.



**Obrázek 6.3 Základní schéma prospektivního spouštění a retrospektivního hradlování u srdeční MRI pomocí elektrokardiogramu [16]**

Pro snímání EKG signálu je nutné použití MR-kompatibilních elektrod a eliminace tvorby smyček na vodičích EKG, které vytvářejí RF antény. Moderní používané systémy používají krátké vysokoimpedanční vodiče, optická vlákna nebo bezkontaktní přenos signálu. Povrchové elektrody bývají umístěny v levé horní části hrudníku blízko sebe pro eliminaci artefaktů z trasování EKG v prostředí MR. Negativní vliv na pořízený EKG záznam má Magneto-hydrodynamický (MHD) efekt, který je vyvolán interferencí magnetického pole s pohybující vodivou tekutinou (krví). Vzniká zde napětí kolmé k siločárám magnetického pole a směru toku tekutiny, které ovlivňuje tvar naměřené EKG křivky. Tato změna EKG křivky je závislá také na intenzitě magnetického pole, což znázorňuje Obrázek 6.3. U intenzity magnetického pole 3,0 T byly zjištěny závažné deformace celého ST segmentu a při 7,0 T mají MHD artefakty amplitudy řádově srovnatelné nebo větší než amplituda R-vlny EKG.

[16]



**Obrázek 6.4 Vliv intenzity magnetického pole na poškození EKG křivky u MR angiografie (1,5 T vlevo, 3 T uprostřed a 7 T vpravo) [16]**

## Práh magnetického pole pro přesnou elektrokardiografii v prostředí MRI

V dalším článku je popsáno experimentální určení prahové hodnoty intenzity magnetického pole, kdy má MHD efekt negativní deformační vliv na záznam EKG. Tento fyzikální jev je výraznější s kolmou orientací k magnetickému poli a rostoucí rychlostí průtoku kapaliny, např. v aortálním oblouku. V tunelu MR lze dosáhnout detekce R-vln pro synchronizaci se snímáním obrazových dat, ale záznam EKG bez zkreslení MHD efektem není možný. Proto je důležité určení vzdálenosti (od středu magnetu), kde lze umožnit přesné sledování hodnotitelného EKG. Stále častěji je totiž potřebný záznam EKG u anesteziovaných pacientů při chirurgických operacích nebo během a po farmakologické nebo cvičební zátěži pro diagnostiku ischemické choroby srdeční. Cvičení však způsobuje pohybové artefakty v záznamu EKG, ale jízda na kole nebo běh na pásu může umožnit sledování zátěžového EKG bez zkreslení, nutností je použití MR kompatibilního rotopedu a běžícího pásu. Vliv MHD efektu byl zkoumán na ST segmentu záznamu EKG u šesti subjektů s intenzitou magnetického pole v rozmezí od 6,4 mT do 652 mT u aortálního oblouku, kdy ST deprese  $\geq 0,10$  mV nebo ST elevace  $> 0,10$  mV byly považované za abnormální odpověď. Výsledný MHD efekt však může maskovat ischemií vyvolané změny v ST segmentu EKG. Pro experimenty byly použity systém MR 1,5-T (Magnetom Avanto, Siemens Medical Solutions, Malvern, PA) a gaussova axiální sonda (model 420, Lake Shore Cryotronics, Westerville, OH) pro měření intenzity magnetického pole. Byly pořízeny dvou-minutové záznamy EKG vleže ve 4 polohách lehátka MR i mimo kabinu MR pro porovnání. Záznam byl proveden dvanácti-svodovým systémem (MP100A-CE, Biopac, Santa Barbara, CA) s umístěním končetinových elektrod na trupu pro minimalizaci pohybových artefaktů při cvičení. Nejvyšší účinek MHD efektu je předpokládán ve svodu I, jelikož jeho geometrická orientace je kolmá na statické magnetické pole i směr aortálního oblouku. Odhad indukovaného napětí MHD lze vyjádřit dle vzorce 6.1:

$$V = \int u \times B \cdot dL, \quad (6.1)$$

kde  $u$  je rychlost krve (m/s),  $B$  je hustota magnetického toku (T) a  $L$  je vzdálenostní vektor napříč aortou (m). To lze zjednodušit na rovnici 6.2:

$$V = u \cdot B \cdot L \cdot \sin(\theta), \quad (6.2)$$

kde  $\theta$  je úhel mezi vektorem magnetického pole a směrem toku. Naměřená data byla analyzována pomocí programu MATLAB (The Mathworks, Natick, MA) a statisticky zpracována. Dle směrnice American Heart Association (AHA) pro automatizovanou elektrokardiografii nemá odchylka signálu EKG pro přesné vizuální posouzení přesáhnout 0,025 mV nebo 5 % (volí se větší hodnota). Velikost MHD efektu byla určena jako funkce intenzity pole a byla provedena lineární regrese pro zjištění korelace mezi hodnotami napětí MHD efektu a intenzity magnetického pole a mezi naměřenými hodnotami MHD efektu a hodnotami napětí určenými pomocí rovnice 2. P hodnoty  $\alpha$  menší než 0,05 byly považovány za statisticky významné. Ve výsledku bylo zjištěno, že EKG je přesný na magnetických polích s intenzitou do 70 mT, což odpovídá vzdálenosti 160 cm od izocentra a 80 cm od vstupu do systému 1,5 T MR použitého v této studii.

[17]

## Magneto-hydrodynamika: Aplikace v kardiovaskulární magnetické rezonanci

Tato studie zkoumá využití magneto-hydrodynamiky v zobrazování kardiovaskulární MR, jelikož patologie srdce a cév jsou závažným problémem s nejvyšší úmrtností a studie MRI s vysokým rozlišením

nabízejí jedinečnou příležitost v diagnostice kardiovaskulárních onemocnění. Pomocí znalostí teoretické mechaniky tekutin a MHD rovnic je formováno teoretické modelování MHD efektu v programu SIMULINK<sup>™</sup>. Předem byla stanovena interpretace MHD účinku na signálech EKG, jelikož bylo možno detekovat šum MHD efektu ovlivňující EKG v prostředí MR. Pohybové artefakty zahrnující srdeční a respirační cyklus však způsobují zkreslení obrazu projevující se rozmazáním. Artefakty srdečního a respiračního pohybu mohou být minimalizovány pomocí sekvencí EKG a fázi expirace. Prostředí MR (gradienty, RF pulzy, působení magnetického pole atd.) způsobuje omezení efektivity hradlování EKG během MRI možnou změnou tvaru a kmitáním signálu. Kromě zkoumaného MHD efektu vyvolaného dynamickým průtokem krve a magnetickým polem  $B_0$  byly všechny ostatní druhy artefaktů pozorovány, modelovány a předvídány v reálném nebo zpožděném čase a následně procesem přizpůsobení a eliminace potlačeny. Tudíž MHD efekt působící na referenční signály MRI představuje kritický, obtížný a neočekávaný případ zpracování signálů EKG.

[18]

### **Určení 3D geometrie hrudníku, srdce a rozložení elektrod z dat MRI**

Tento článek popisuje inverzní metodu zisku EKG z 3D obrazu srdce a prostorového rozložení hrudníku, který je snímán neinvazivní MR. Tento způsob může eliminovat chyby klasického výpočetního řešení počítačem. V prostoru MR je nutností nahradit klasické kovové elektrody nekovovými fantomovými elektrodami plněnými minerálním olejem, které jsou snadněji definovatelné na snímcích z MR. Pořízená data jsou převedena do počítače pro následné zpracování a ruční vymezení povrchových hranic (možná automatizace pomocí algoritmu detekce hran). Postup se skládá z mapování potenciálů na povrchu těla pomocí 192 kanálového záznamového zařízení s polem Ag/AgCl elektrod, a po výměně elektrod za nekovové následným zobrazením magnetickou rezonancí. Snímání obrazových dat je synchronizováno s dechovým monitorem a detektorem R-vln (skenování během systoly či diastoly) pro získání kvalitního obrazu. Bohužel v tomto zdroji není uvedena detailní stavba nekovových elektrod.

[19]

### **Modelování indukovaných artefaktů MR znehodnocující elektrofyzilogické signály naměřeny během MRI**

Tento článek představuje statistický parametrický model indukovaných artefaktů znehodnocující elektrofyzilogické signály při vyšetření MRI. Pokrok v biomedicínských technologiích umožnil lékařům zaznamenat elektrofyzilogické signály během MRI vyšetření. Tohoto se využívá při monitoringu životních funkcí pacienta během vyšetření nebo pro synchronizaci obrazu se speciální událostí, například při srdečním triggeringu, diagnostice funkčních neurologických poruch či funkčním zkoumáním srdce. Nevýhody snímání elektrofyzilogických signálů ve vysokém magnetickém poli jsou vznikající artefakty pohybové (pacient, pohyb srdce, dýchání) nebo způsobené statickým (homogenním) a dynamickým (radiofrekvenčním) magnetickým polem. Představovaný statistický model má sloužit k získání účinných algoritmů filtrace pro extrakci elektrofyzilogických signálů. S ohledem na téma práce se jedná o zajímavý článek, ale není zde popsána konstrukce snímacích elektrod.

[20]

## Kombinace EEG-fMRI pro lepší pochopení funkcí mozku: Klady a zápory

V tomto dokumentu se mimo jiné zabývají vytvořením MRI kompatibilního EEG měřicího systému pro současné zobrazování EEG-fMRI obrazových dat, jelikož klasické zařízení pro měření EEG obsahuje feromagnetické části, které v silném magnetickém poli MR způsobují artefakty obrazu. Dále také popisuje tyto artefakty a možnosti jejich korekce. Spojením EEG-fMRI získáme důležité diagnostické informace o činnosti mozku, různých nemocech a patologiích (epilepsie, schizofrenie), ale také množství technických problémů, jejichž vyřešení je velkou výzvou. Podstatným problémem je fyzikální jev elektromagnetické indukce, která ve vodičích vystavených měnícímu se magnetickému poli indukuje elektromotorické napětí dle Lenzova zákona. Dále měřicí elektrody z feromagnetických materiálů musí být zaměněny za nemagnetické ušlechtilé kovy (Au, Ag – finančně velmi nákladná varianta) nebo jiné nemagnetické vodivé materiály. Také přístrojový zesilovač nesmí být v MR kabině, přestože je stíněn. Konkrétní vytvořené zařízení pro současné snímání EEG-fMRI obsahuje 128 kanálové EEG se vzorkovací rychlostí 250 Hz (EGI systems, USA) kompatibilní s 3.0 T fMRI firmy Philips (data ukládány ve formě DICOM). Konkrétní podoba elektrod však není uvedena.

[21]

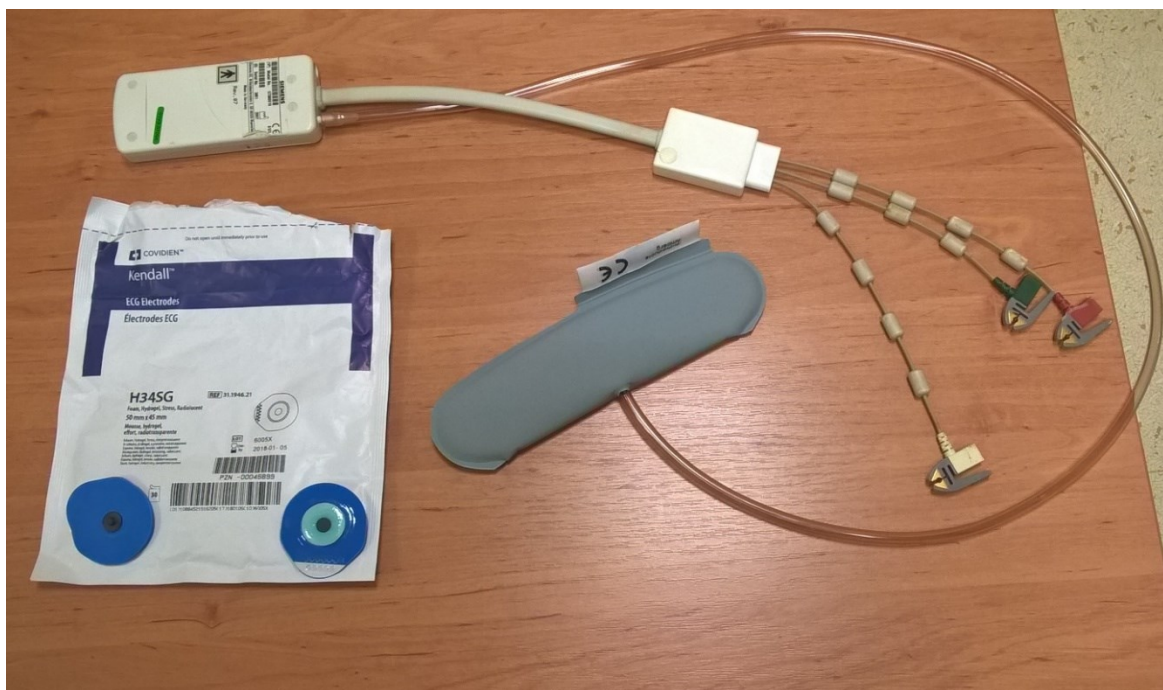
### 6.1.1 Závěr rešerše

Díky této rešerši, kdy jsem nenalezla příklad konkrétně popsaného řešení snímání biosignálů nekovovými elektrodami v prostředí CT nebo MR, jsem se zaměřila na praktický provoz vyšetření zobrazovacích metod v nemocnici.

Během návštěvy pracovišť radiologické kliniky ve FNO a FNOL jsem se seznámila s přístroji CT firmy GE Medical System (LightSpeed VCT a CT LightSpeed RT16) a přístroji MR firmy Siemens (Magnetom Symphony 1,5 T a Magnetom Avanto 1,5 T). Pracovníci mi popsali průběh a využití vyšetření pro konkrétní případy zobrazovaných tkání, dále kontraindikace k vyšetření a problémy spojené s výskytem artefaktů v pořízeném obraze.

Ukázali mi provedení elektrod a vodičů EKG kompatibilní s MR výrobce Siemens, které je zobrazeno na obrázku 6.4. Snímací systém je tvořen vodiči pro hrudní snímání EKG, modulem pro bezdrátový přenos signálu prostřednictvím Bluetooth technologie a senzorem pro monitoring dechu. Výrobce si konstrukci a druh použitých materiálů chrání, jelikož z veškerých dostupných zdrojů se mi tyto informace nepodařilo zjistit. Z důvodu nutnosti uložení vodičů do ochranného pouzdra během vyšetření (viz. Obrázek 6.5) usuzuji, že se materiál vodičů může zahřívat. Elektrody používané pro vyšetření MR jsou zobrazeny na obrázku 6.6. Prvním typem jsou víceúčelové EKG elektrody Kendall kompatibilní MRI s RTG průhledným karbonovým středem a Ag/AgCl senzorem firmy Covidien s naměřenou hodnotou odporu  $7\ \Omega$ . Druhý typ speciálních elektrod s názvem „Quadtrode“ je doporučován pro použití u MR výrobce Philips.

Podmínky snímání EKG během vyšetření CT jsou na rozdíl od MR jednodušší, jelikož kovové materiály způsobují komplikace pouze v podobě artefaktů v pořízeném obraze. Z tohoto důvodu je zařízení pro snímání EKG umístěno v blízkosti přístroje CT a pacienta. Konkrétní elektrokardiograf používaný na radiologické klinice FNOL kompatibilní s CT je Ivy Biomedical 3150 EKG monitor s funkcí synchronizace CT s R-vlnou pacienta, zobrazen je na obrázku 6.7. Snímací vodiče jsou klasické kovové s deklarovanou hodnotou odporu  $200\ k\Omega$  na svod s přesností  $\pm 3\ %$  a doporučenými elektrodami jsou 10 % chloridové s pěnovou podložkou.



**Obrázek 6.5 Elektrody a vodiče pro měření EKG při MRI firmy Siemens.**



**Obrázek 6.6 Souprava vodičů pro měření EKG při MRI firmy Siemens v ochranném pouzdře proti popálení pacienta.**





**Obrázek 6.7 Vlevo detail víceúčelových EKG elektrod Kendall kompatibilních MRI s RTG průhledným karbonovým středem a Ag/AgCl senzorem firmy Covidien. Vpravo speciální MRI kompatibilní EKG elektrody Quadrode firmy Invivo doporučené výrobcem Philips.**



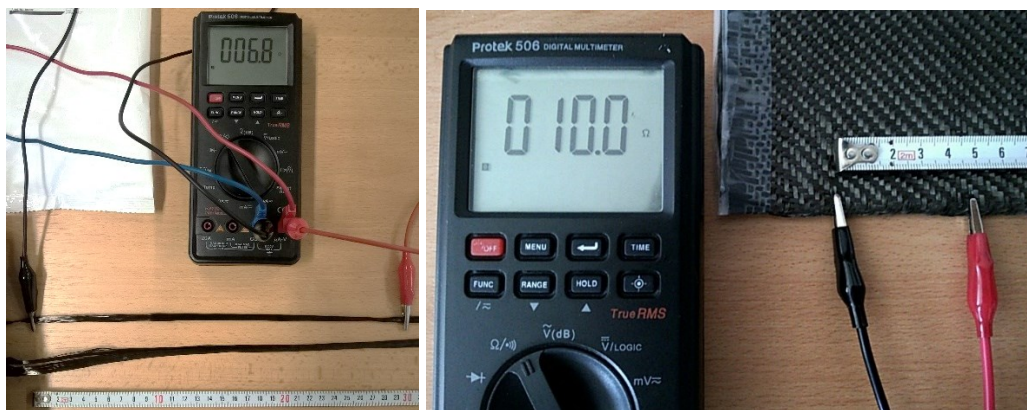
**Obrázek 6.8 Přístroj pro hrudní snímání EKG kompatibilní s CT používané ve FNOL od výrobce IVY BIOMEDICAL SYSTEMS, INC.**

## 7 Návrh elektrod a vodičů pro měření

Ve fázi již získaných vědomostí, prozkoumaných možností a se zachováním podmínky absence kovových materiálů jsem zvolila konstrukci kompozitních polymerových elektrod a vodičů na uhlíkovém a bavlněném substrátu.

S využitím zkušeností kolegy při testování vlastností polymerových elektrod a vodičů v kombinaci s různými materiály matric (substrátů), kdy testoval použití PANI na uhlíkovém vlákne pro vodiče v kombinaci s PANI nebo PPy na bavlněné tkanině, jsem uvažovala o testování funkce veškerých kombinací matric a obou typů vodivých polymerů pro elektrody s vodiči z uhlíkového vlákna opět s oběma typy vodivých polymerů. Zástupci vodivých polymerů jsou PANI a PPy a příklady substrátů jsou uhlíkový provázek pro vodiče a bavlněná tkanina či uhlíková tkanina v hrubě (použitý materiál má problém špatné soudržnosti, což chci vyřešit vytvořením pevných okrajů tvořených kobercovou lepicí páskou) a jemně tkané variantě (použit materiál Zorflex FM 50K). Chci porovnat případný rozdíl mezi záznamy snímanými kombinací se zachováním stejného materiálu matrice a naneseného polymeru pro elektrody a vodiče s kombinací použití odlišného typu materiálů.

Veškeré matrice jsem předem připravila a proměřila jejich hodnoty odporu. K měření odporu jsem použila digitální multimetr Protek 506 (SN: 506031344). Vybraný provázek z uhlíkového vlákna určený pro vodiče jsem podrobila měření odporu v několika délkách pomocí digitálního multimetru způsobem zobrazeným na obrázku 7.1 vlevo, a dále jsem proměřila hodnotu odporu HTUT ve vzdálenosti 5 cm s výsledkem  $10\ \Omega$  viz obrázek 7.1 vpravo. Bavlna je považována za nevodivý materiál, což se měřením odporu potvrdilo nezměřitelnou hodnotou. Veškeré tyto naměřené výsledky jsou uvedeny níže v tabulkách 3 a 4, použiji je k porovnání s polymerovanými materiály pro elektrody a vodiče.



Obrázek 7.1 Měření odporu uhlíkového provázku (vlevo) a HTUT (vpravo).

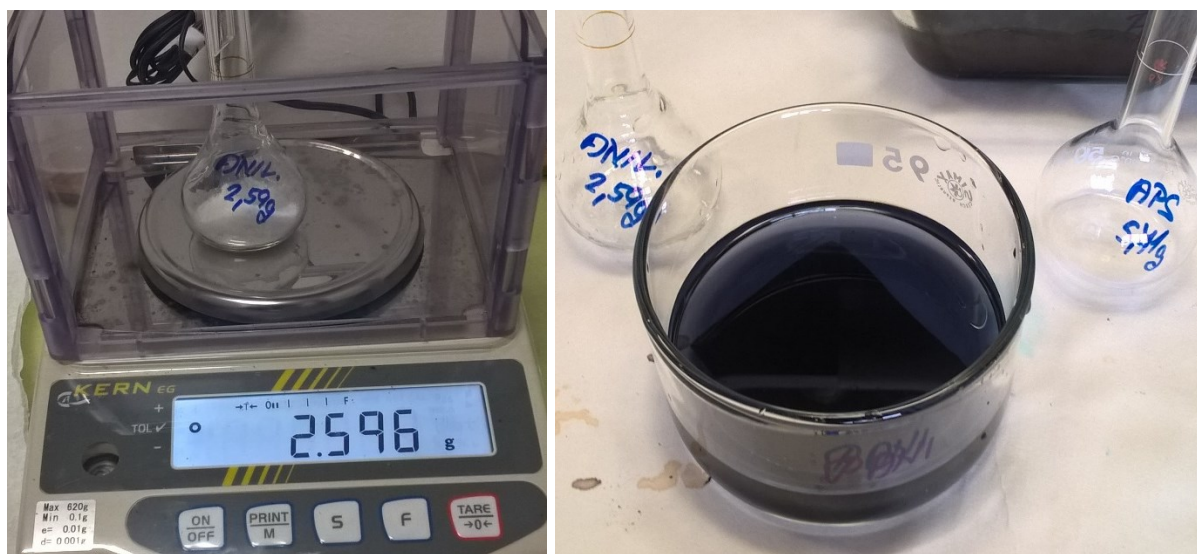
## 8 Realizace bio-potenciálových elektrod a vodičů

V následující kapitole jsou popsány jednotlivé kroky a postupy realizace nekovových bio-potenciálových elektrod. Každá změna či vylepšení technické konstrukce byla následována proměřením zásadního parametru nebo ověřením vlivu na funkci systému elektrod a vodičů.

### 8.1 Polymerace materiálu

Výrobu polymeru chemickou reakcí a následnou aplikaci vodivého polymeru PANI a PPy na připravené matrice pro elektrody a vodiče byla provedena v laboratoři Ústavu makromolekulární chemie Akademie věd České republiky v Praze ve spolupráci s pracovníky oddělení vodivých polymerů, jmenovitě s panem RNDr. Jaroslavem Stejskalem CSc. a paní Lucií Švarcovou.

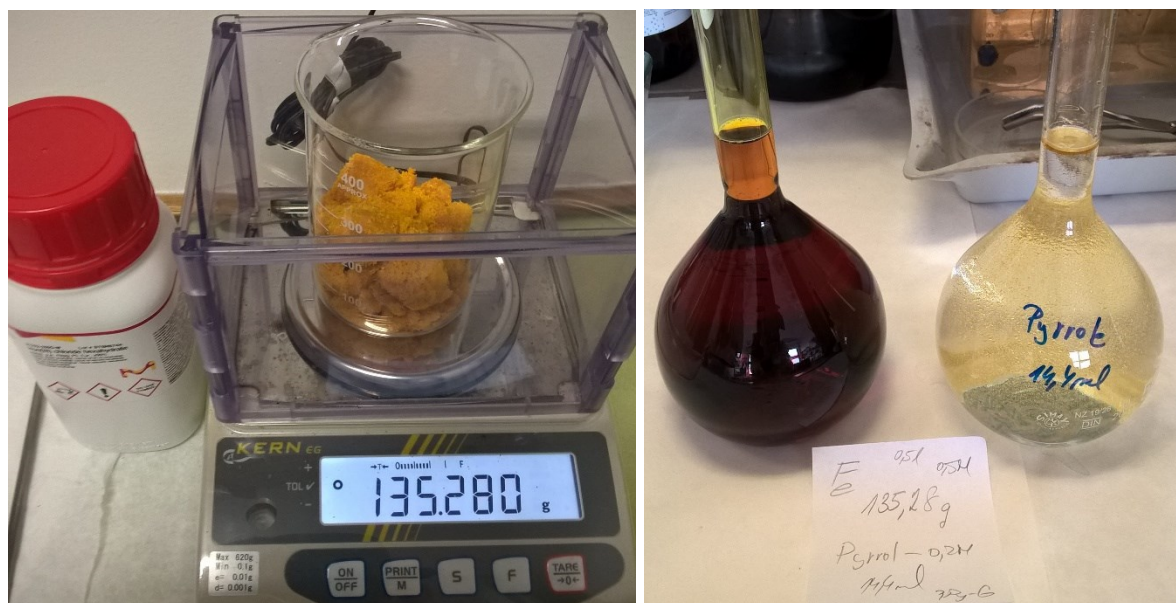
Pro polymeraci PANI bylo potřeba 2,59 g anilin hydrochloridu, který byl rozpuštěn v 50 ml redestilované vody, v dalších 50 ml bylo rozpuštěno 5,71 g peroxodvojsíranu amonného viz. Obrázek 8.1 vlevo. Do Petriho misky byl nachystán substrát (JTUT) a zalit postupně roztokem anilin hydrochloridu a poté roztokem peroxodvojsíranu amonného. Během několika vteřin začala směs modrat a v tekutině se začali vytvářet malé částičky polymeru (viz. Obrázek 8.1 vpravo), po deseti minutách byla barva roztoku tmavá a na stěnách misky byl vidět nazelenalý polymerový film. Obdobným postupem byla polymerována i BT (spotřebováno bylo 200 ml roztoku) a HTUT na kterou bylo spotřebováno 1 l roztoku chemikálií.



Obrázek 8.1 Příprava a polymerace PANI na jemně tkanou uhlíkovou tkaninu

Pro polymeraci PPy bylo naváženo 135,28 g chloridu železitého viz. Obrázek 8.3, který byl rozpuštěn v 500 ml redestilované vody, do druhé baňky bylo pomocí pipety odměřeno 14,4 ml tekutého globulárního pyrrolu a doplněno redestilovanou vodou do objemu 500 ml, jak lze vidět na obrázku 8.4. Do skleněné vany byla vložena HTUT připevněná na dřevěném rámu (dřevo dobře odolává silně oxidačnímu prostředí reakce), zalita roztokem globulárního pyrrolu a nechána nasáknout. Po pěti minutách byl přilít roztok chloridu železitého a směs se téměř okamžitě zbarvila do tmavě zelena. Pro účinnější a rovnoměrnější polymeraci bylo rámem ve vaně pohybováno. Analogickým způsobem bylo pokryto PPy i JTUT se spotřebou 100 ml roztoku a BT se spotřebou 200 ml roztoku chemikálií.





**Obrázek 8.2 Příprava a polymerace PPy na hrubě tkanou uhlíkovou tkaninu**

Uhlíkový provázek určený pro vodiče byl namotán na dřevěné rámy a proces polymerace byl proveden stejným způsobem jako u předcházejícího materiálu pro elektrody.

Všechny substráty byly v roztocích nechány ležet přes noc pro lepší ustálení polymerace a ráno byly řádně promyty v etanolu v případě PANI a ve 0,2 M kyselině chlorovodíkové v případě PPy. V posledním kroku byly polymerované části nechány důkladně vysušit. Podmínky následného používání polymerovaného materiálu zahrnovalo zamezení styku s alkáliemi či vodou, v opačném případě by se totiž procesem deprotonace stala ze zeleného vodivého emeraldinu modrá nevodivá emeraldinová báze. Tento jev byl testován pokusem a porovnáním naměřených hodnot odporu polymerovaného materiálu před a po promytí ve vodě a roztoku hydroxidu sodného. Výsledkem u použití vody byla zvýšená hodnota odporu u HTUT v délce 5 cm pokryté PPy téměř 2,5-krát a pokryté PANI více než 7-krát, toto dokazuje významnější vliv vody na PANI. U reakce stejného typu tkaniny s roztokem 0,5 M hydroxidu sodného, který byl připraven smísením 10 g NaOH a destilované vody do objemu 0,5 l, došlo reakcí opět ke zvýšení hodnoty odporu naměřené v délce 5 cm téměř 19-krát pro PANI a více než 40-krát pro PPy. Vliv hydroxidu sodného na snížení vodivosti je výraznější v porovnání s vodou a více zvyšuje odpor u tkaniny s PPy.

Jednotlivé polymerované materiály bio-potenciálových elektrod byly podrobeny měření odporu viz. Obrázek 8.3 a následně výsledky porovnány v Tabulce 3 s hodnotami nepolymerovaných substrátů. Výsledkem bylo patrné zlepšení vodivosti polymerovaných materiálů, které bylo výraznější u PPy. Hodnota odporu JTUT nebyla změřena, jelikož byla získána darem v Ústavu makromolekulární chemie Akademie věd České republiky, kde nebyl k dispozici digitální multimetr, ale předpokladem byla vyšší hodnotu odporu v porovnání s polymerovanými tkaninami. Překvapením byla výrazně vysoká naměřená hodnota odporu u bavlny pokryté PANI, z tohoto vzešla domněnka o zhoršené soudržnosti PANI na bavlněné tkanině.



Obrázek 8.3 Ukázka měření hodnot odporu u polymerovaných materiálů, vlevo PPy na BT, uprostřed PPy na HTUT a vpravo PANI na JTUT

Tab. 3 Porovnání naměřených hodnot odporu čistých a polymerovaných materiálů

Naměřené hodnoty odporu jednotlivých kombinací substrátu a vodivého polymeru měřené v délce 5 cm			
	BT	HTUT	JTUT
Bez polymerace	nelze změřit	10 $\Omega$	nezměřeno
PANI	2,41 k $\Omega$	5,2 $\Omega$	133,4 $\Omega$
PPy	85 $\Omega$	1,4 $\Omega$	111,4 $\Omega$

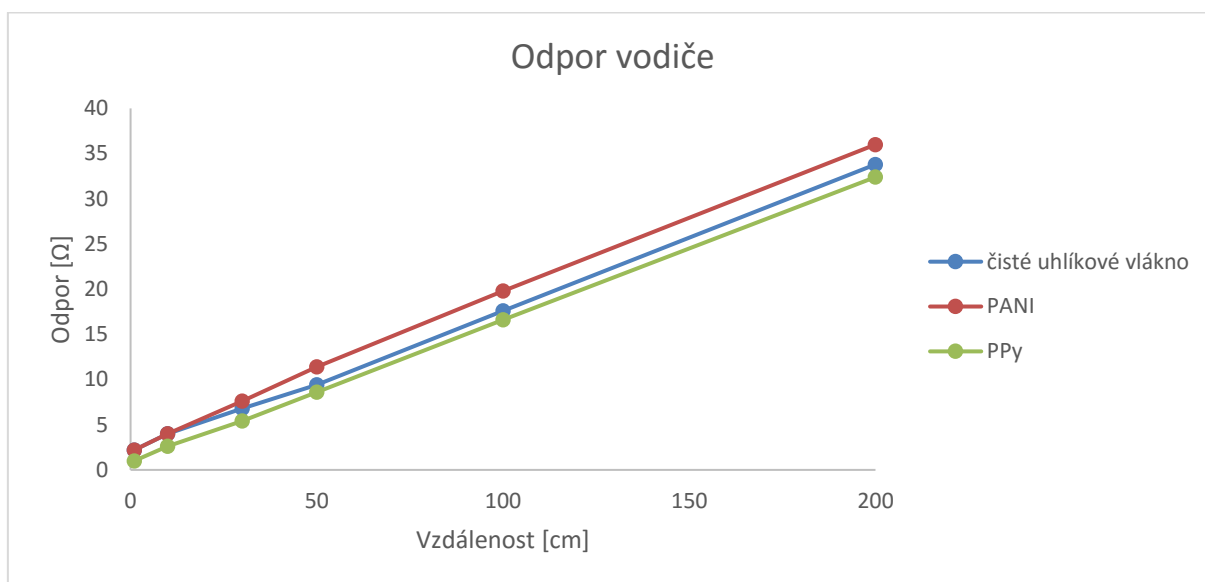
Následně byly proměřeny i hodnoty odporu pro jednotlivé polymerované vodiče v různých délkách od 1 po 200 cm viz. Obrázek 9.2. Veškeré hodnoty byly zapsány do tabulky 4 a porovnání s nepolymerovaným uhlíkovým provázkem byl vizualizován pomocí grafu 1. Veškeré naměřené hodnoty odporu byly nižší u všech materiálů pokrytých PPy, tudíž byl považován za kvalitnější a výhodnější vodivý polymer. Tento předpoklad byl ponechán k pozdějšímu ověření testováním vytvořených elektrod a vodičů s jednotlivými polymery a porovnáváním naměřených záznamů EKG.



Obrázek 8.4 Měření hodnoty odporu uhlíkového provázku pokrytého PANI (vlevo) a PPy (vpravo)

**Tab. 4 Závislost hodnoty odporu vodiče na měřené vzdálenosti**

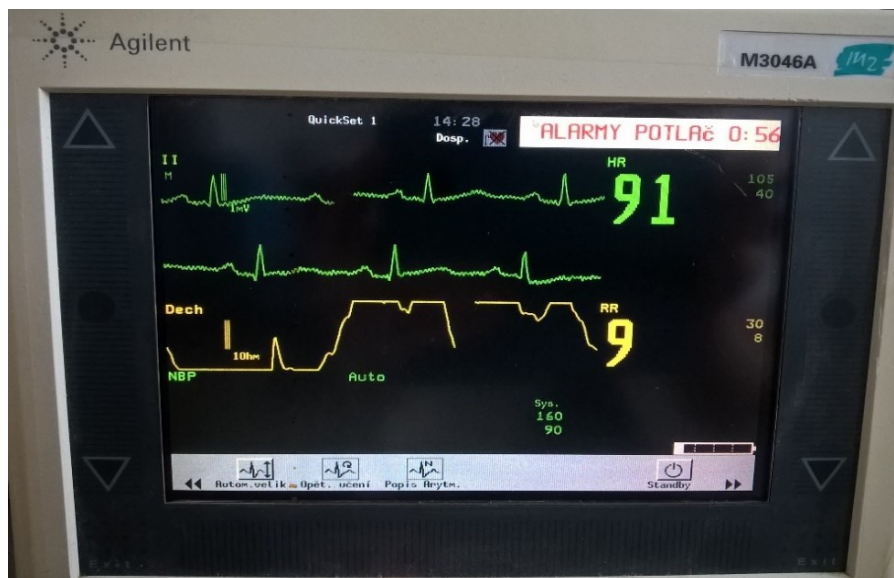
Závislost hodnoty odporu vodiče na měřené vzdálenosti							
Vzdálenost [cm]		1	10	30	50	100	200
Čisté uhlíkové vlákno PANI PPy	Odpor [ $\Omega$ ]	2,2	4	6,8	9,4	17,6	33,8
		2,2	4	7,6	11,4	19,8	36
		1	2,6	5,4	8,6	16,6	32,4



**Graf. 1 Porovnání závislosti odporu vodiče (bez a s polymery) na vzdálenosti**

## 8.2 Konstrukce elektrod a vodičů

Pro vytvoření přizpůsobivých elektrod (příklady jsou zobrazeny na obr. 8.6) pro snímání končetinového/hrudního EKG bylo použito jako přitlačný a regulační prvek náramek z široké gumy s plastovou sponou pro nastavení velikosti, jelikož je důležitý kvalitní kontakt elektrody s pokožkou. Na tuto kostru byly našity jednotlivé elektrody tvořené čtverečky z polymerovaných tkanin s rozměry přibližně 2x2 cm, kdy sešity byly pouze tři hrany. Takto vznikla kapsa pro vložení jednoho konce vodiče a vytvoření vodivého spojení mezi elektrodou a vodičem. Kombinací 2 vodivých polymerů a 3 základních substrátů bylo vytvořeno 6 typů elektrod a polymerací uhlíkového provázku pomocí 2 vodivých polymerů vznikly 2 typy vodičů. Funkčnost zhotoveného snímacího systému tří elektrod (kombinace HTUT a PANI) a vodičů (uhlíkový provázek pokrytý PANI) byla následně otestována připojením elektrod ke končetinám a vodičů k monitoru vitálních funkcí Agilent viz. Obrázek 8.5, kde je zaznamenán II. svod EKG s viditelnými jednotlivými částmi EKG křivky.



**Obrázek 8.5 Testovací snímání II. svodu EKG pro potvrzení funkčnosti kombinace elektrod z HTUT s PANI a vodičů z uhlíkového provázku s PANI na monitoru vitálních funkcí Agilent**

Zmíněné vodiče (uhlíkové provázky pokryté PANI, respektive PPy) byly zaizolovány pomocí rukávu z měkčeného PVC (pro izolaci vodičů se standardně používá měkčené PVC, polyetylen, silikonový kaučuk nebo etylen-vinyl-acetát). Poté byl otestován vliv ohybu a tvarové deformace vodiče na vlastnost vodivosti s výsledkem zaznamenání stabilní hodnoty odporu během zátěžového testu. Tato konstrukční změna byla otestována záznamem EKG opět na monitoru vitálních funkcí Agilent, kdy zaznamenaný signál vykazoval nepatrnou redukci šumu.

### 8.3 Technické řešení kontaktu jednotlivých částí

Během realizace testovacího měření bylo ověřeno, že zvolená konstrukce elektrod poskytuje kvalitní upevnění elektrod na pokožku pacienta, jelikož v záznamu nebyly viditelné pohybové artefakty vyvolané nekvalitním kontaktem, které mohou výrazně znehodnotit záznam. Naopak velmi citlivé na vznik artefaktů byly kontakty mezi jednotlivými částmi snímacího systému: elektroda, vodič a vstup záznamového zařízení.

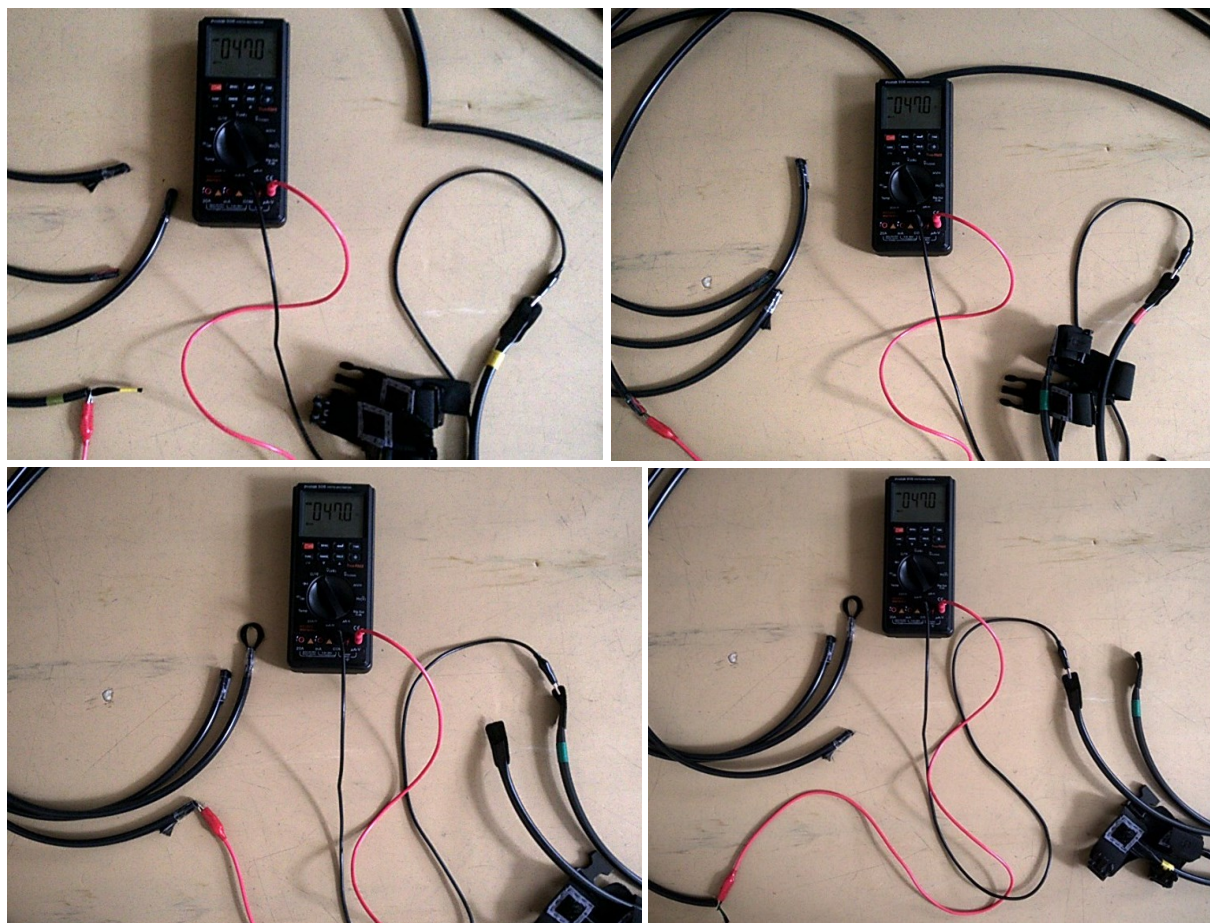
Dalším krokem tedy bylo kvalitní provedení dalších kontaktů, konkrétně kombinovatelné rozhraní elektroda-vodič a vodič-vstup záznamového zařízení EKG, které muselo splňovat kompatibilitu s běžně používanými konektory komerčních EKG (v provedení banánek, snap či „grabber“). Konstrukční provedení prvního kontaktu bylo vytvořeno našitím vodiče na část suchého zipu s tím, že druhá část zipu byla našita na gumový náramek v místě vytvořené kapsy pod elektrodou, čímž vzniklo vyměnitelné propojení vodiče s elektrodami. Kvalitní vodivý kontakt zaručil dostatečný přítlak zajištěný gumovým náramkem. Druhý kontakt vodič-vstup záznamového zařízení byl vytvořen s využitím krokosvorek, které byly kompatibilní s konektory EKG vodičů typu banánek nebo „grabber“ pro připojení ke komerčním monitorům vitálních funkcí nebo elektrokardiografům.

Veškerá komerční zařízení umožňovaly snímání šesti-svodového EKG, proto byla vyrobena i čtvrtá elektroda a vodič z každé kombinace pro použití při testování v zobrazovacích modalitách.

Následně bylo provedeno barevné označení konců vodičů dle používaného evropského standardu pro značení elektrod sloužící ke snazší orientaci při manipulaci, a dále sjednocení hodnoty odporu



jednotlivých PANI vodičů na totožnou hodnotu  $47\ \Omega$  (viz. Obrázek 8.6), což odpovídá délce přibližně 2 m.



**Obrázek 8.6 Úprava délky PANI vodičů na sjednocenou hodnotu odporu  $47\ \Omega$**

Testování takto upravené konstrukce s PANI vodičem a PPy elektrod z HTUT bylo provedeno na patientském monitoru vitálních funkcí výrobce GE Healthcare Dash 4000. Záznam tří svodů je zobrazen na obrázku 8.7, lze zde zřetelně rozpoznat jednotlivé části EKG křivky charakteristické pro jednotlivé svody a minimální šum, záznam má však přehozené zobrazení I. a II. svodu.

Dash 4000 výrobce GE použitý pro testování funkčnosti vytvořených polymerových elektrod a vodičů je monitor vitálních funkcí, který snímá a zobrazuje řadu biologických parametrů např. dvanácti-svodové EKG (vstupní napěťový rozsah  $\pm 0,5\ \text{mV}$  až  $\pm 5\ \text{mV}$  a frekvence 30 až 300 bpm), respiraci, teplotu, srdeční výdej, pulzní oxymetrii, neinvazivní krevní tlak (NIBP) a kapnografii ( $\text{EtCO}_2$ ). Monitor má funkci nastavitelných alarmů čtyř úrovní s možností dočasného ztišení, dále obsahuje integrovanou tiskárnu a bateriové napájení.

[21]



Obrázek 8.7 Testování snímání tří-svodového EKG s použitím kombinace PANI vodiče a elektrod z PPy na HTUT s přehozenými svody I a II zobrazováno na monitoru vitálních funkcí Dash 4000 výrobce GE

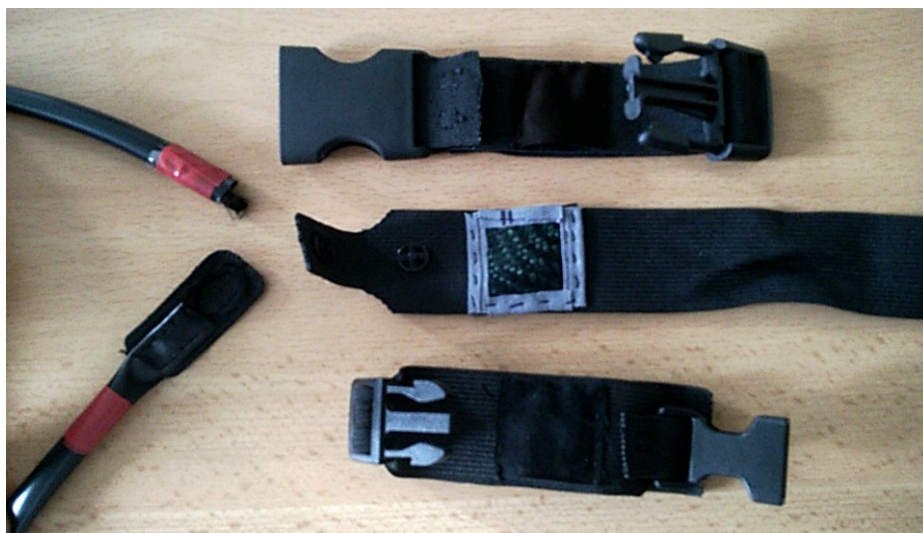
Stejným postupem byly upraveny i PPy vodiče, které byly zkráceny na sjednocenou hodnotu odporu  $70,4 \Omega$ , což odpovídá přibližné délce 4,5 m. Poté byla PPy sada otestována záznamem I. až III. svodu EKG dobrovolníka opět na patientském monitoru vitálních funkcí výrobce GE Healthcare Dash 4000 zobrazeném na obrázku 8.8. V tomto záznamu je pořadí jednotlivých svodů nastaveno správně.



Obrázek 8.8 Testování snímání tří-svodového EKG s použitím kombinace PPy vodiče a elektrod z PPy na bavlně zobrazováno na monitoru vitálních funkcí Dash 4000 výrobce GE



Na následujícím obrázku 8.9 jsou znázorněny příklady bio-potenciálových polymerových elektrod a vodiče pro vizuální ilustraci jejich konstrukce. Vybraní zástupci elektrod slouží k představení kombinací jednotlivých parametrů a jsou jimi elektroda z PPy na JTUT s větší plastovou sponou určenou k upevnění na dolní končetinu (nahore), dále PANI elektroda z HTUT s charakteristickou nazelenalou barvou (uprostřed) a PPy elektroda z bavlny upevněná na menší plastové sponě vyhrazená pro horní končetinu (dole). Zaizolovaný vodič je kombinací PANI na uhlíkovém provázku s barevným značením určeným pro pravou horní končetinu, kdy jeden konec na části suchého zipu je určen pro připevnění k elektrodě a druhý slouží ke kontaktu se záznamovým zařízením.



**Obrázek 8.9 Zobrazení konstrukce příkladů bio-potenciálových elektrod (vpravo) a vodiče (vlevo)**

V této části byly již dokončeny úpravy technické konstrukce polymerových elektrod a vodičů, proto bylo postoupeno k testování přenosu EKG signálu z umělého pacienta FLUKE ProSim 8 pro plánované využití k testování v CT. Tři Einthovenovy svody signálu byly zobrazeny na monitoru vitálních funkcí Dash 4000 viz. Obrázek 8.10. Záznam vykazuje správnou snímací funkci EKG signálu s nízkým výskytem šumu a správnou detekcí frekvence, která byla na umělém pacientovi nastavena na hodnotu 60 Hz. Během tohoto záznamu byly elektrody upevněny na kolíky zdroje signálu s pomocí rukou, pro testování v CT bude však využito krokosvorek pro nutné samostatné upevnění elektrod na kolíky z důvodu radiační zátěže v prostoru CT.



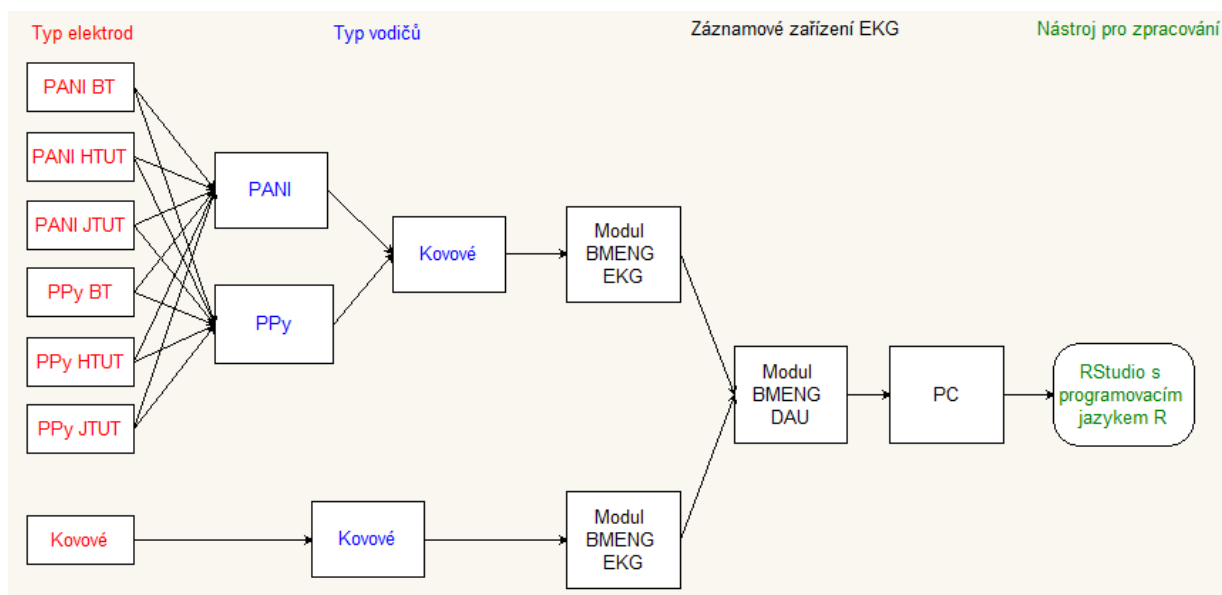
**Obrázek 8.10** Testovací měření snímání tří-svodového EKG z umělého pacienta FLUKE ProSim 8 pro měření v CT s využitím PANI vodiče a elektrod z PANI na bavlně zobrazováno na monitoru vitálních funkcí Dash 4000 výrobce GE



## 9 Realizace měření a testů polymerových elektrod a vodičů

Úvodem testovacích měření bylo provedeno porovnání kvality snímání jednotlivých dvanácti kombinací elektroda-vodič s využitím obou vodivých polymerů a tří základních substrátů elektrod viz. blokové schéma na obrázku 9.1. Použitím každé kombinace vytvořených sad elektrod-vodič byl proveden záznam jedno-svodového EKG (II. svod) na dobrovolníkovi se současným snímáním EKG pomocí klasických kovových elektrod a vodičů. K tomuto měření byla využita vývojová sada VŠB-TUO BMENG skládající se ze dvou modulů EKG a externího A/D převodníku DAU (vyznačuje se 2 analogovými vstupy s konektory typu D-SUB 15, vzorkovací frekvencí 2 kHz, rozlišením 12 bitů a vstupním rozsahem 0-5 V), který je prostřednictvím USB portu propojen s PC. Analogový signál snímáný kovovými i polymerovými elektrodami a vodiči je přes klasické kovové vodiče přiveden do EKG modulu pro předzpracování, dále digitalizován v A/D převodníku a zobrazován na PC prostřednictvím softwaru pro záznam a vizualizaci EKG křivek EKGPPGonline, který umožňuje naměřená data ukládat do souboru s formátem .txt pro následné zpracování.

Tyto uložené soubory s naměřenými daty byly načteny a zpracovány v programu RStudio, což je volně dostupný počítačový program pro práci v jazyce R (programovací jazyk pro statistické analýzy a grafické zobrazení).



**Obrázek 9.1** Blokové schéma měřicího řetězce během testovacího měření kvality záznamu jednotlivých kombinací polymerových elektrod a vodičů

Měřením bylo tedy získáno 12 dvojic záznamů EKG křivek, kde každá dvojice byla tvořena záznamem signálu polymerových a klasických kovových elektrod pořízených vždy během stejného časového intervalu. Z naměřených dat byla vždy vybrána část 5 period, na časové ose byla posunuta do počátku a pro eliminaci překrývání jsem křivky pořízené klasickými kovovými elektrodami posunula na vertikální ose napětí do nižších hodnot. Porovnáním záznamů každé dvojice jsem získala dvanáct rozdílů, které jsem si vizualizovala a vypočítala jejich statistické parametry (hodnoty minima, maxima, střední hodnoty, rozptylu a korelačního koeficientu) uvedené v tabulkách 5 a 6, přičemž záznam kovovými elektrodami jsem považovala jako standardní pro srovnání.

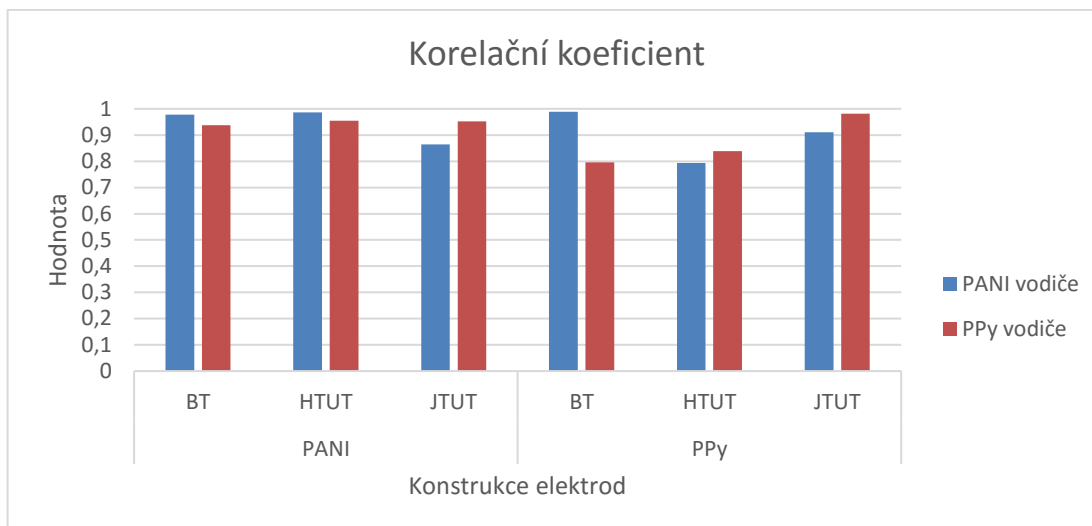
**Tab. 5 Souhrn statistických parametrů rozdílu kvality záznamu polymerových elektrod a PANI vodičů ve srovnání se záznamem klasickými kovovými elektrodami**

	PANI vodiče					
	PANI elektrody			PPy elektrody		
	BT	HTUT	JTUT	BT	HTUT	JTUT
Minimum [V]	0,328	-0,059	-0,177	0,543	-0,273	0,141
Maximum [V]	0,544	0,132	0,371	0,717	0,473	0,315
Střední hodnota [V]	0,459	0,038	0,111	0,646	-0,029	0,249
Rozptyl [V <sup>2</sup> ]	0,001	0,001	0,007	0,001	0,014	0,001
Korelační koeficient	0,977	0,986	0,865	0,989	0,794	0,911

**Tab. 6 Souhrn statistických parametrů rozdílu kvality záznamu polymerových elektrod a PPy vodičů ve srovnání se záznamem klasickými kovovými elektrodami**

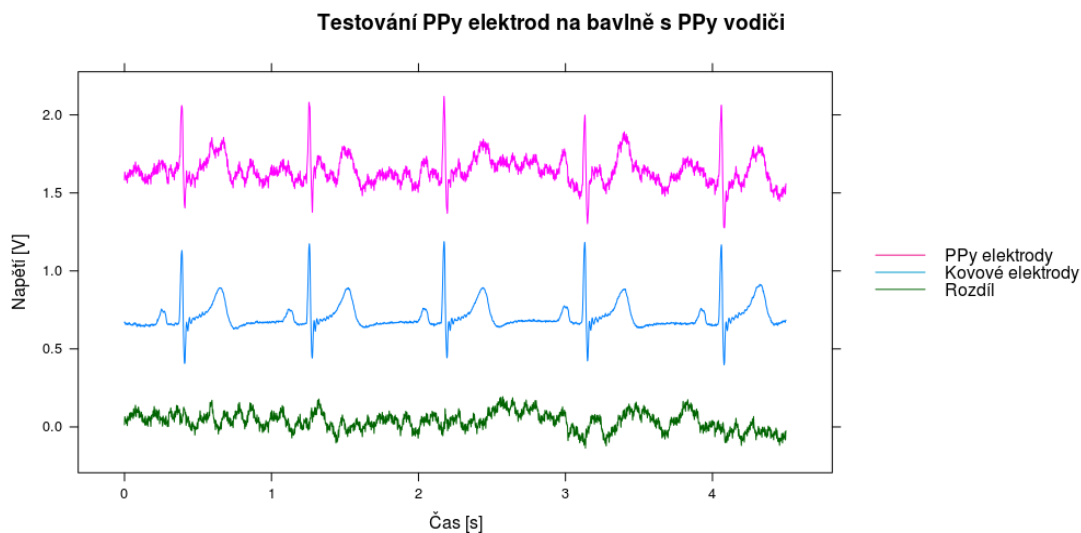
	PPy vodiče					
	PANI elektrody			PPy elektrody		
	BT	HTUT	JTUT	BT	HTUT	JTUT
Minimum [V]	-0,025	0,034	-0,062	-0,136	-0,207	-0,016
Maximum [V]	0,270	0,187	0,273	0,194	0,234	0,186
Střední hodnota [V]	0,146	0,112	0,085	0,037	0,033	0,096
Rozptyl [V <sup>2</sup> ]	0,004	0,001	0,002	0,003	0,010	0,001
Korelační koeficient	0,937	0,955	0,953	0,796	0,839	0,981

Pro prezentaci výsledků srovnávacího měření jsem si vybrala hodnoty korelačních koeficientů, které charakterizují podobnost dvou záznamů EKG, hodnoty jednotlivých kombinací jsem vizualizovala v kontingenčním grafu 2. Dále také vizuální posouzení naměřených EKG křivek s jejich rozdíly. Podle hodnot korelačních koeficientů vykazovaly výborné výsledky nad 98 % kombinace elektrod z PPy na JTUT s PPy vodiči, dále elektrody z PANI na HTUT s PANI vodiči a nejlepší výsledek elektrody z PPy na BT s PANI vodiči.



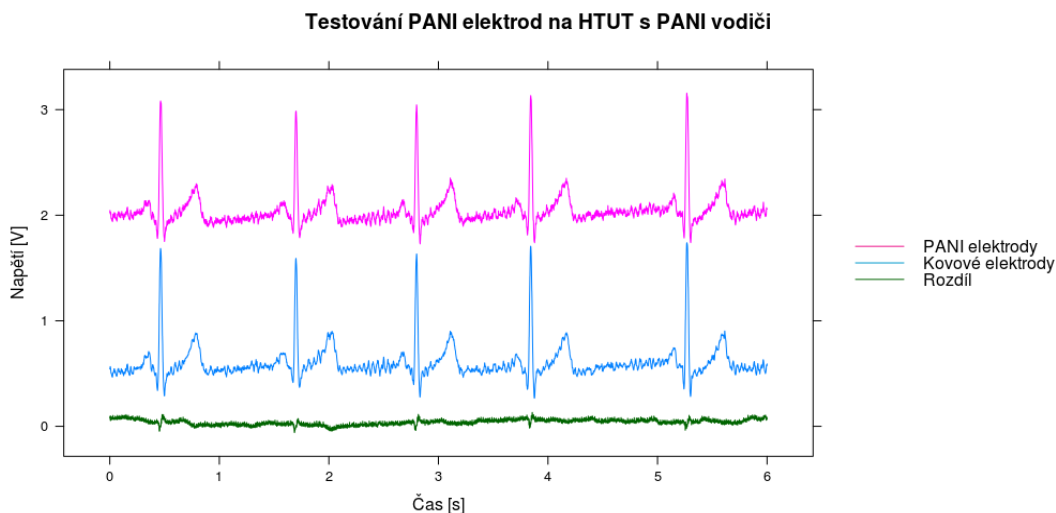
**Graf. 2 Kontingenční graf hodnot korelačního koeficientu rozdílu záznamu polymerových elektrod a vodičů ve srovnání se záznamem klasickými kovovými elektrodami**

Celkově však polymerové elektrody a vodiče pořizovaly kvalitní hodnotitelné záznamy, které byly až na pár výjimek srovnatelné se záznamy EKG naměřenými klasickými kovovými elektrodami a vodiči. Těmito výjimkami jsou kombinace elektrod z PPy na BT s PPy vodiči a elektrod z PPy na HTUT s PANI vodiči s hodnotami korelačního koeficientu pod 80 %. Posouzení těchto záznamů bylo ztíženo artefakty a obzvlášť obtížné bylo hodnocení záznamu pořízeného prvně jmenovanou kombinací elektrod z PPy na BT s PPy vodiči, ve kterém byly rozpoznatelné pouze části QRS komplexů viz. Obrázek 9.2.

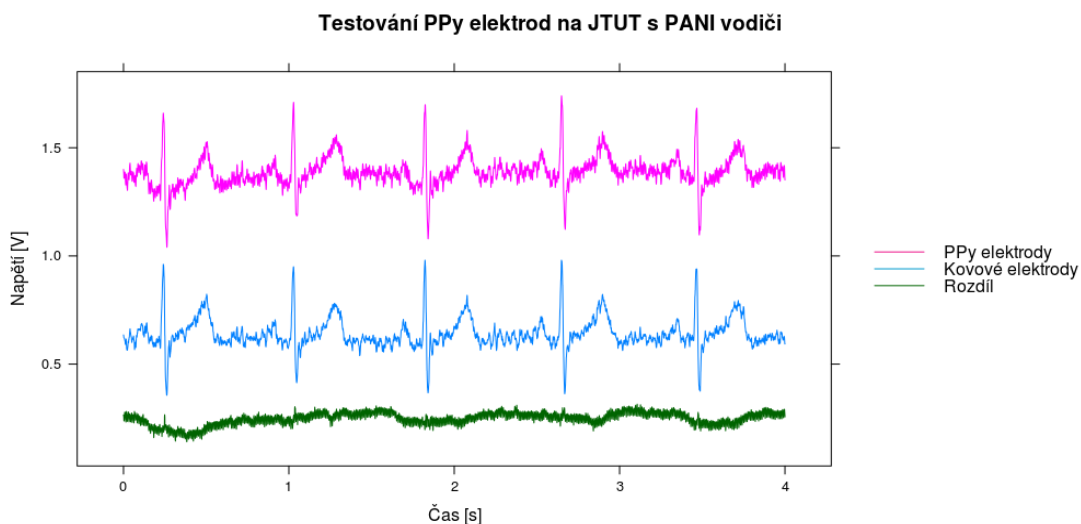


**Obrázek 9.2 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PPy na BT s PPy vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu**

Následně zobrazené grafy představují záznamy se zřetelnými artefakty způsobenými špatným kontaktem elektrod s pokožkou nebo pohybem končetin, uvedené příklady záznamů na obrázcích 9.3 a 9.4 byly pořízeny s použitím PANI vodičů.

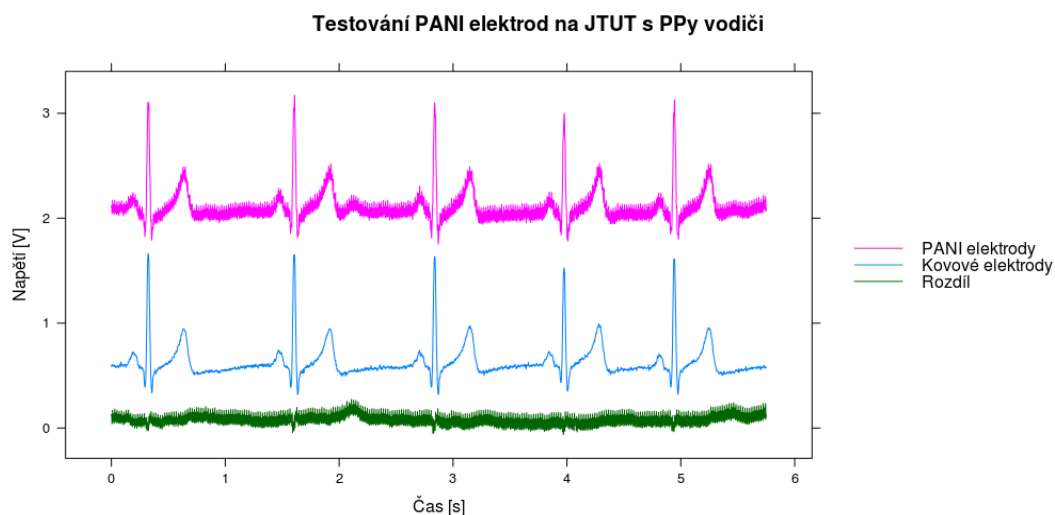


**Obrázek 9.3 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PANI na HTUT s PANI vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu**

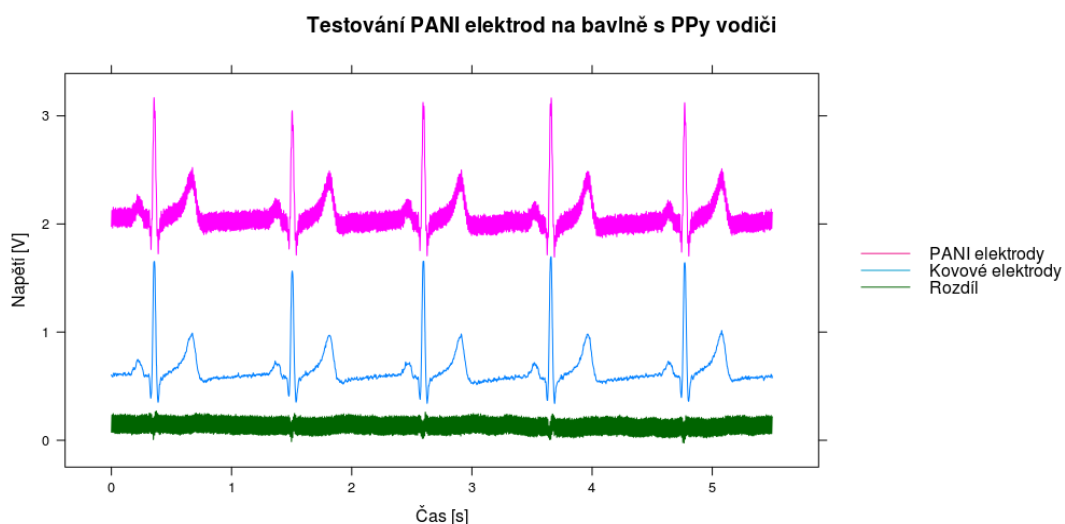


**Obrázek 9.4 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PPy na JTUT s PANI vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu**

Dalším artefaktem vyskytujícím se v naměřených záznamech křivek EKG byl šum viz. Obrázek 9.5 a 9.6. Dle mého předpokladu byl způsoben nestíněním kontaktu vodič-vstup záznamového zařízení tvořeného krokosvorkou. Eliminaci tohoto šumu jsem se snažila vytvořit dodatečným stíněním, které jsem provedla zasunutím válcové krokosvorky do PVC izolace vodiče, což pomohlo následně šum redukovat.

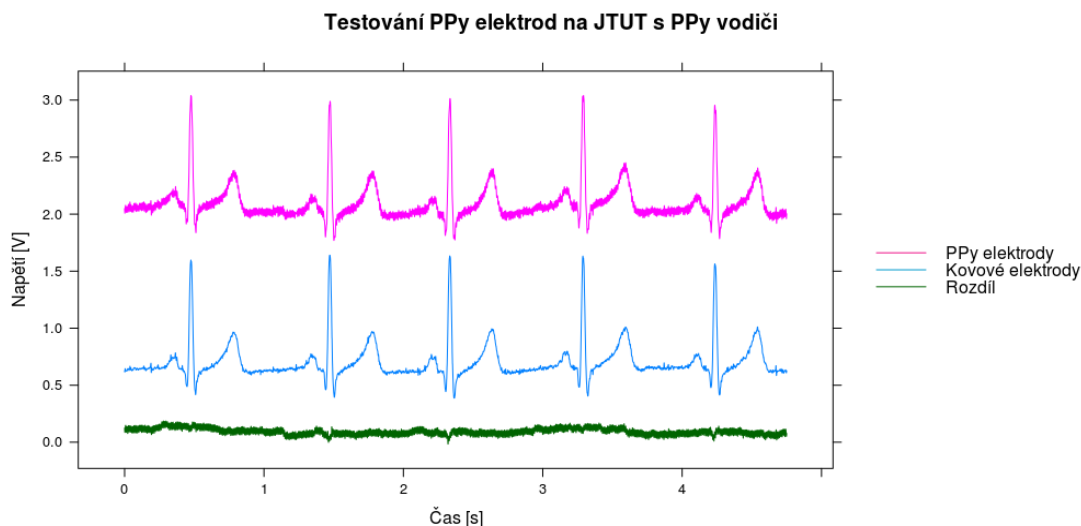


**Obrázek 9.5 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PANI na JTUT s PPy vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu**

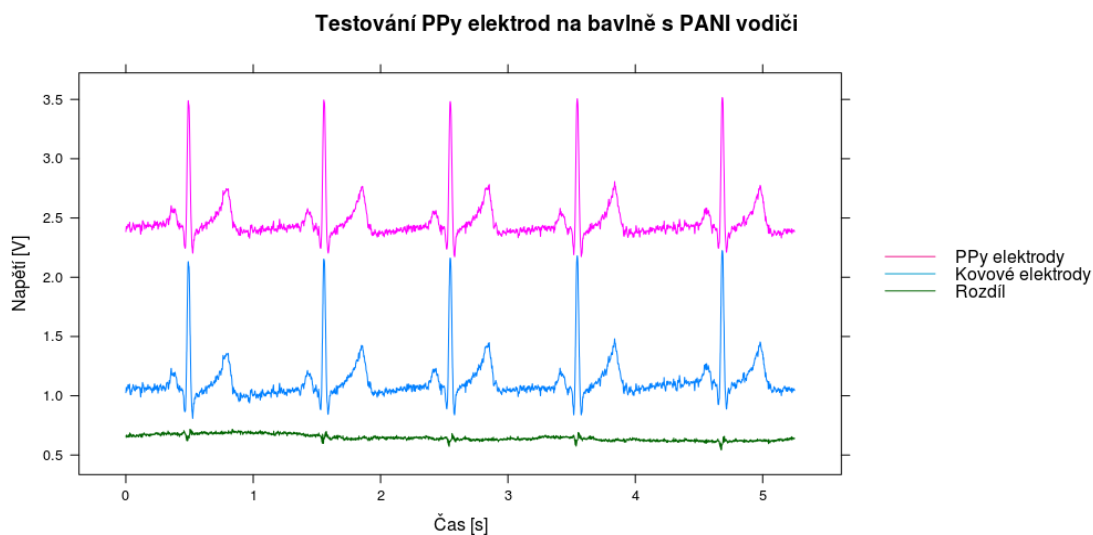


**Obrázek 9.6 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PANI na BT s PPy vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu**

Záznamy s nejvyššími hodnotami korelačního koeficientu jsou demonstrovány na obrázcích 9.6, 9.7 a 9.8. Tyto EKG křivky zaznamenané polymerovými elektrodami a vodiči vykazují největší podobnost v porovnání s křivkami pořízenými klasickými kovovými elektrodami a vodiči. Jedná se o kombinace PANI vodičů s elektrodami z PPy na BT, dále PPy vodičů s elektrodami z PANI na BT a PPy na JTUT. V rozdílech záznamů pořízených jednotlivými kombinacemi snímacích polymerovaných sad se v rozdílné míře projevuje šum, mimoto jsou však záznamy velice dobře hodnotitelné pro účel diagnostiky nebo využití k detekci R hrotů pro synchronizaci s činností zobrazovací modalit.



**Obrázek 9.7 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PPy na JTUT s PPy vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu**



**Obrázek 9.8 Graf záznamu EKG křivek naměřených elektrodami z PPy na BT s PANI vodiči a klasickými kovovými elektrodami a vodiči s grafickým záznamem jejich rozdílu**

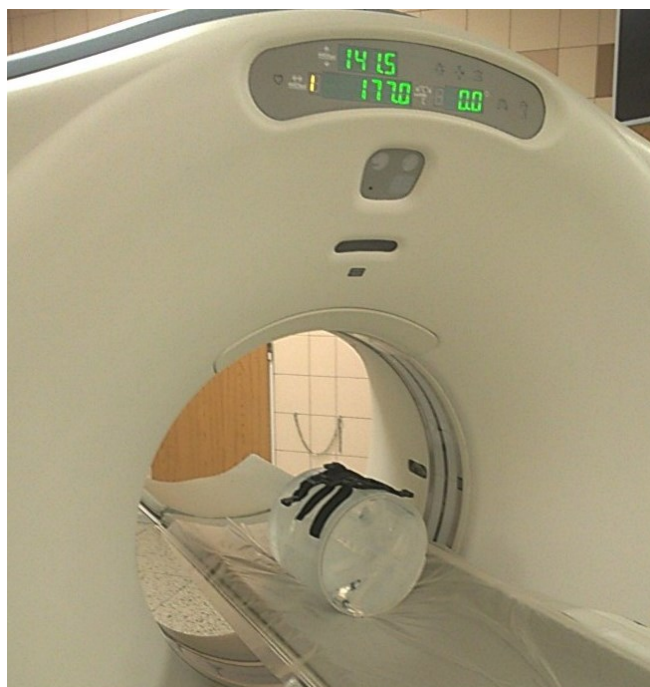
Kvalita naměřených křivek pořízených jednotlivými polymerovanými elektrodami neznačí žádnou spojitost s hodnotami odporů naměřených během testování parametrů plánovaných materiálů v předchozí kapitole. Dokonce BT pokrytá PANI, jejíž naměřená hodnota odporu byla výrazně vyšší než u ostatních polymerovaných materiálů, dokázala pořídit záznam EKG s vysokou kvalitou. Z těchto výsledků usuzuji, že hodnota odporu jako takového neurčuje kvalitu vlastností materiálu pro zamýšlené použití, kromě toho kvalitu snímání ovlivňuje velká skupina faktorů spojených s konstrukcí, podmínkami a provedením měření.

Ze získaných výsledků budu nadále pro měření EKG v prostoru MR používat kombinaci PPy vodičů s elektrodami z PPy na JTUT, křivka pořízená touto snímací sadou sice nevykazuje nejvyšší hodnotu korelačního koeficientu, ale dle vizuálního posouzení pořízeného záznamu zobrazeném na obrázku 9.7 jej považuji za nejlépe hodnotitelný s jasně rozeznatelnými jednotlivými částmi EKG křivky.

## 10 Testování v CT

Testování funkce vytvořených polymerových vodičů v prostředí CT bylo realizováno bez využití dobrovolníků, jelikož směrnice radiační ochrany toto nepovoluje. Pro ověření správné funkce byly potřeba splnit dvě kritéria, prvním byla absence obrazových artefaktů v pořízených obrazových snímcích z CT, což bylo možno ověřit aplikací elektrod na fantom naplněný vodou. Druhým kritériem bylo výrazné nezkreslení snímaného EKG signálu, ve kterém musely být jasně rozeznatelné jednotlivé vlny a kmity.

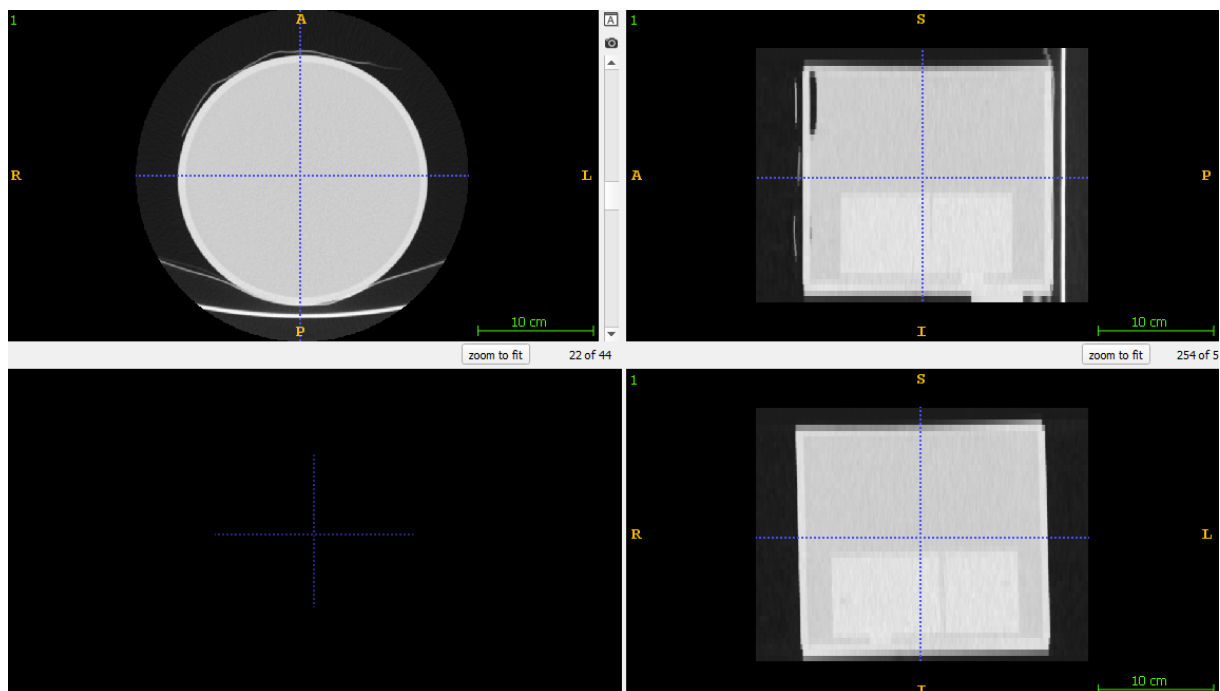
Tato měření byla provedena na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc, kde byly k dispozici CT přístroje výrobce GE Healthcare: LightSpeed VCT a Discovery CT750 HD. Měření spočívalo v pořízení CT snímků fantomu se skupinou PANI a PPy elektrod (obě skupiny zahrnovaly vždy jednoho zástupce pro každý z použitých substrátů elektrod viz. Obrázek 10.1) a záznamu EKG signálu v prostředí CT a mimo něj pro porovnání vlivů zobrazovací metody CT na snímaný signál.



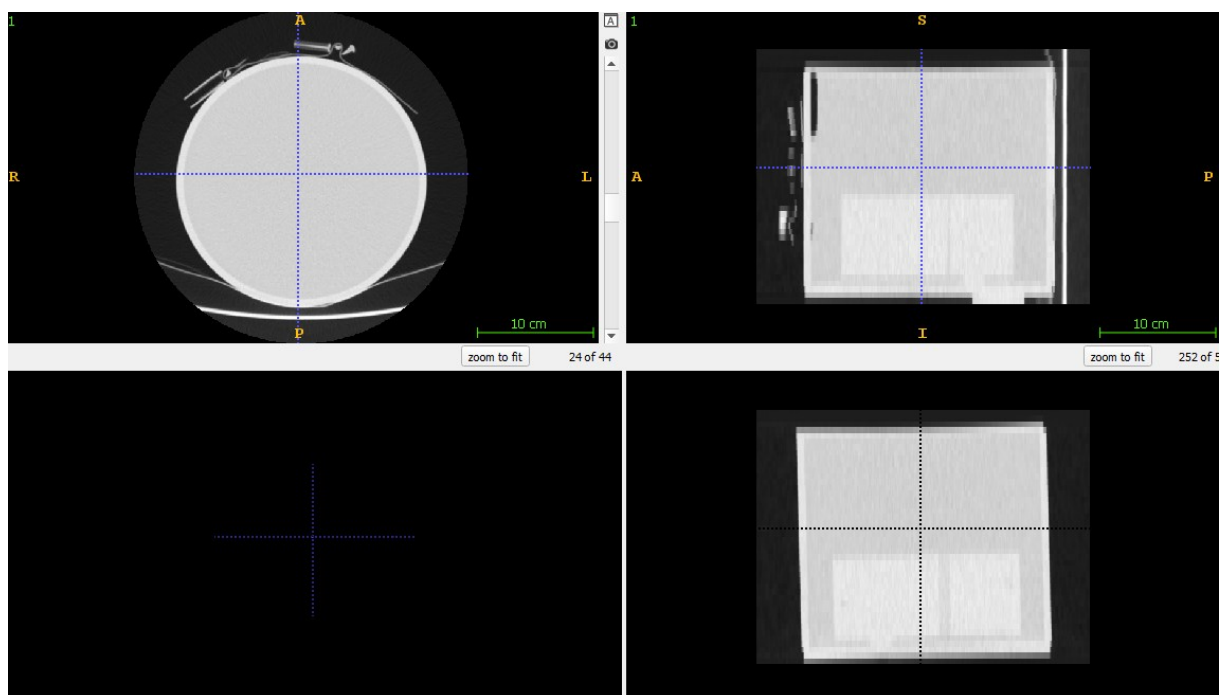
**Obrázek 10.1 Ukázka testování PANI elektrod na fantomu (vlevo) spočívající v absenci obrazových artefaktů na snímku (vpravo) pořízeném CT LightSpeed VCT výrobce GE na Radiologické klinice FNOL**

Při CT skenování polymerových elektrod na fantomu byla použita standardní sekvence pro zobrazování hrudníku, kdy radiologický technik nejdříve nastavil pozici stolu dle zaměřovacího kříže, a poté z vedlejší místnosti ovládal celý proces skenování. Výsledkem byla trojrozměrná matice dat, která byla zobrazena na monitoru ve formě řezů v jednotlivých rovinách. Snímky pořízené CT LightSpeed VCT výrobce GE se automaticky ukládají do systému PACS, odtud byly data exportovány ve formátu DICOM a zpracovány ve volně dostupném programu ITK-SNAP (zdroj 22). V tomto programu lze procházet jednotlivé řezy ve všech třech rovinách, nastavit kontrast obrazu výběrem zastoupení jednotlivých stupňů šedi v histogramu apod. Získané CT snímky (obrázky 10.2 a 10.3) zobrazují válcový fantom ležící na podložce a stolu CT v transverzálním, sagitálním a frontálním řezu. Zároveň vykazují nevýrazné obrazové stopy elektrod (přesněji gumových náramků a plastových spon pro jejich upevnění) v transverzálním řezu nad kruhovým fantomem a v sagitálním řezu nalevo od fantomu. Touto

cestou bylo dokázáno, že polymerové elektrody nezpůsobují na CT snímcích obrazové artefakty, jelikož žádný náznak deformace obrazu nebyl nedetekován.



**Obrázek 10.2** Zobrazení CT snímku fantomu s PANI elektrodami ve transversálním (vlevo nahoře), sagitálním (vpravo nahoře) a frontálním (vpravo dole) řezu



**Obrázek 10.3** Zobrazení CT snímku fantomu s PPy elektrodami ve transversálním (vlevo nahoře), sagitálním (vpravo nahoře) a frontálním (vpravo dole) řezu

Následně bylo přistoupeno k testování druhého kritéria o vlivu CT na snímání EKG signálu. Na patientském stole bylo sestaveno měřící zapojení viz. Obrázek 10.4, které zahrnovalo umělého pacienta FLUKE s připevněnými PANI nebo PPy vodiči s pomocí krokosvorek, modul BMENG a PC pro záznam



naměřené EKG křivky. Po spuštění záznamu signálu v programu EKGPPGonline musely veškeré osoby přejít do bezpečného prostoru ovladovny, poté byla spuštěna skenovací sekvence, po jejíž konci byl záznam následně ukončen. Naměřená data byla uložena do souboru typu .txt pro pozdější zpracování. Časový rozdíl mezi spuštěním záznamu EKG a začátkem procesu skenování CT pro dodatečné vyznačení v signálu bylo změřeno pomocí stopek.

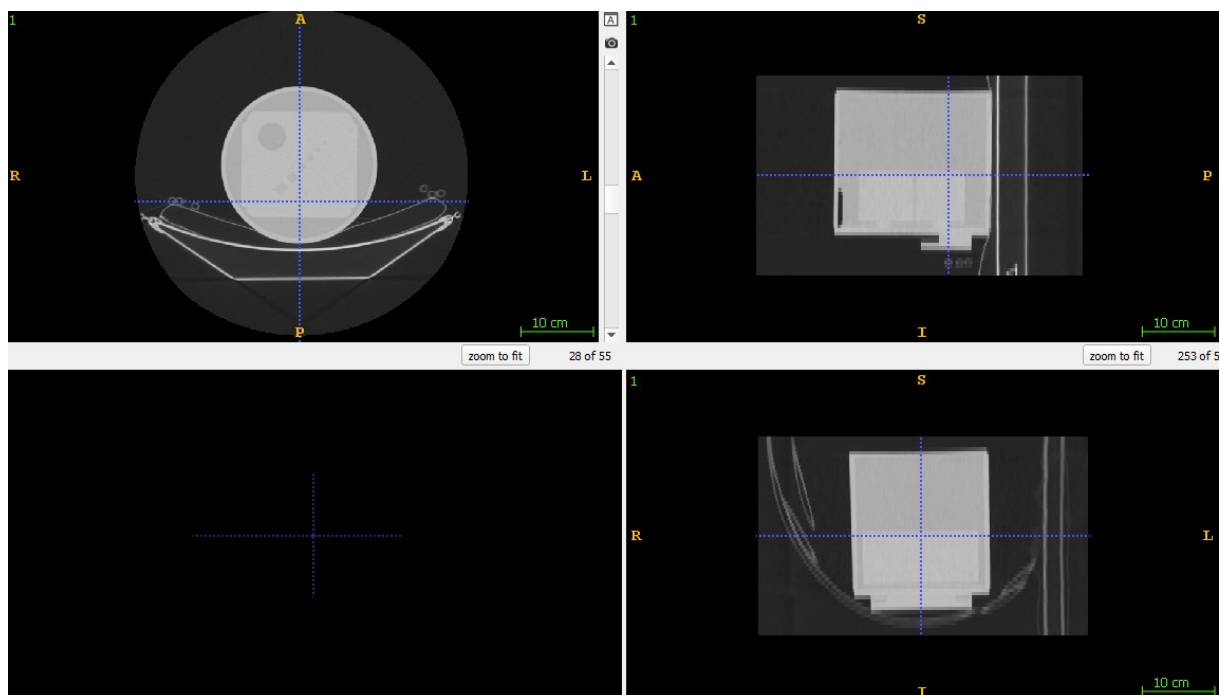
Zdrojem EKG signálu pro testování funkčnosti EKG setu byl komplexní simulátor životních funkcí FLUKE ProSim 8 se simulací dvanácti svodového EKG s nastavitelnými parametry frekvence 10-360 BPM (úderů za minutu) s krokem 1 BPM a amplitudy 0,05-0,5 mV s krokem 0,05 mV nebo 0,5-5,5 mV s krokem 0,5 mV a přesností  $\pm 2\%$  specifikovány pro referenci kalibrovaného svodu II.

[23]

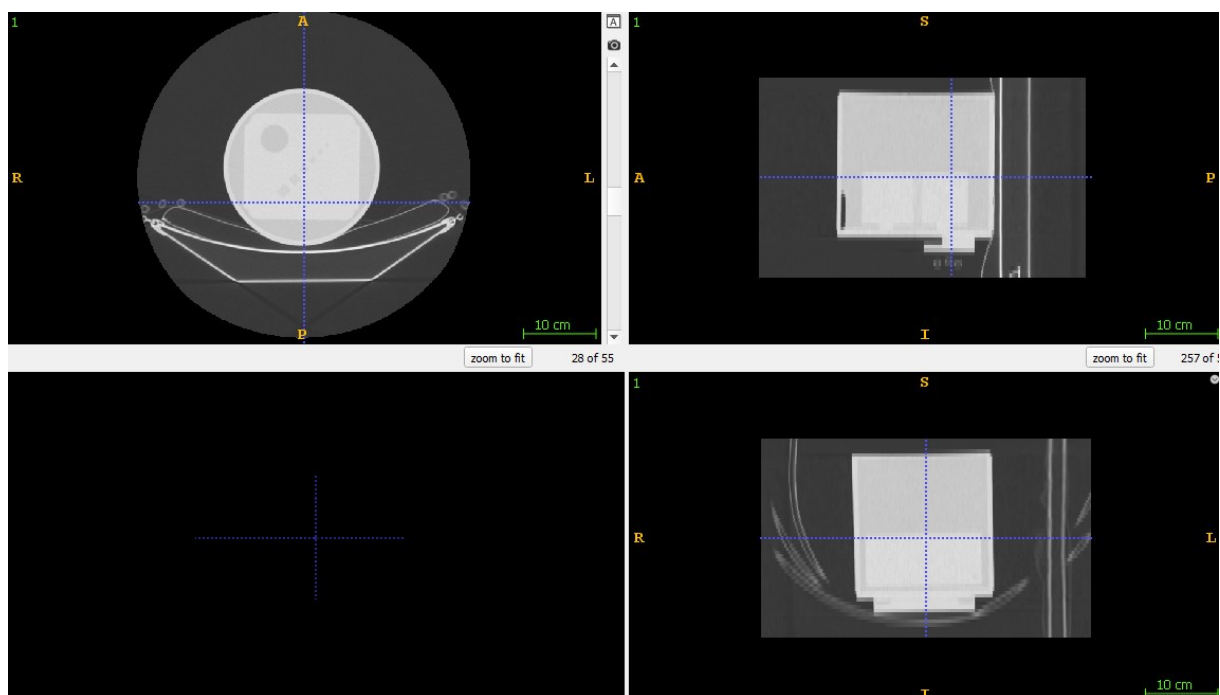


**Obrázek 10.4 Ukázka měřicího zapojení při testování funkce PPy vodičů v CT LightSpeed VCT výrobce GE s použitím umělého pacienta FLUKE, modulu BMENG a PC jako záznamového zařízení**

Na CT snímcích (obrázky 10.5 a 10.6) pořízených při záznamu EKG z umělého pacienta byly vidět slabé stopy polymerových vodičů, které prokazatelně způsobovala izolace z měkkého PVC. Tyto stopy jsou viditelné na transversálním řezu jako šest malých kroužků nad podložkou, na sagitálním řezu zachyceny nejsou a na frontálním řezu tvoří obloukové linie kolem CT fantomu. Dle slov radiologického technika byly však takovéto obrazové stopy zanedbatelné v porovnání s artefakty, které způsobují běžně používané EKG vodiče.

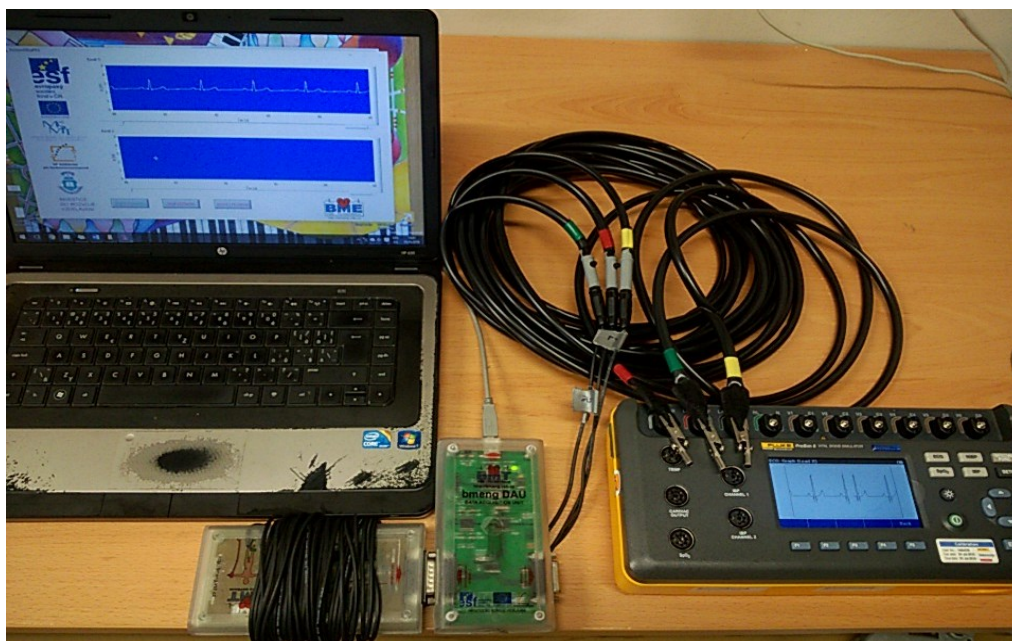


**Obrázek 10.5** Zobrazení CT snímku fantomu s PANI vodiči ve transverzálním (vlevo nahoře), sagitálním (vpravo nahoře) a frontálním (vpravo dole) řezu při snímání EKG z umělého pacienta FLUKE



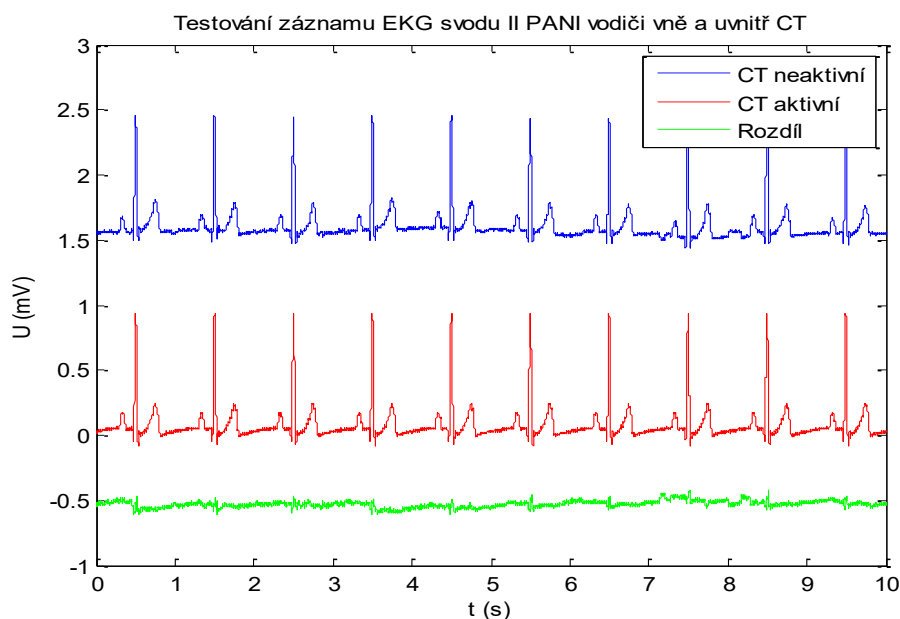
**Obrázek 10.6** Zobrazení CT snímku fantomu s PPy vodiči ve transverzálním (vlevo nahoře), sagitálním (vpravo nahoře) a frontálním (vpravo dole) řezu při snímání EKG z umělého pacienta FLUKE

Získaný záznam EKG z umělého pacienta FLUKE s působením RTG záření CT bylo nutno zhodnotit. Tohoto bylo docíleno porovnáním naměřeného záznamu EKG v CT s dalším záznamem EKG mimo působení CT (viz. Obrázek 10.7), zdrojem signálu byl opět umělý pacient FLUKE.



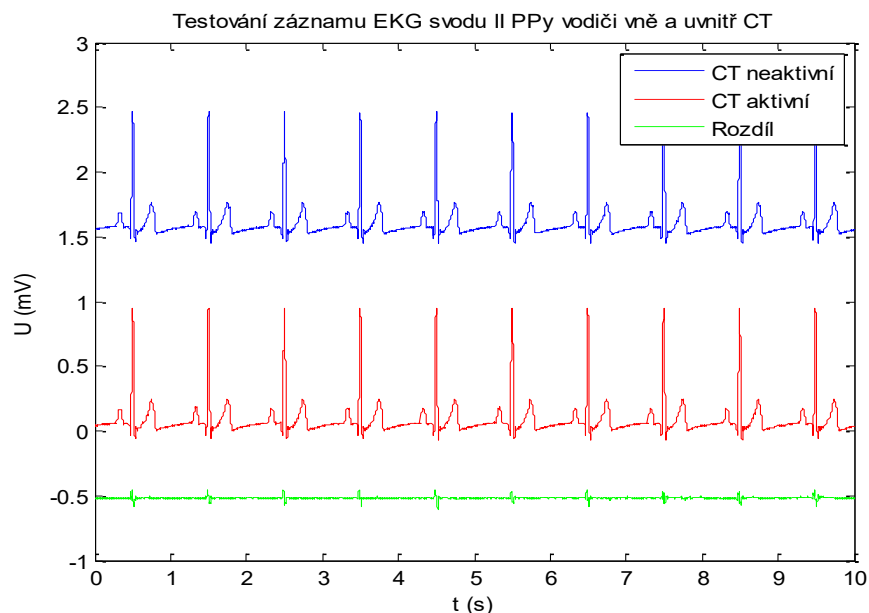
**Obrázek 10.7 Testovací měření EKG z umělého pacienta FLUKE snímaného PPY vodiči, zpracovaného modulem BMENG a zobrazeného na PC**

Naměřená data všech záznamů byly zpracovány v programu Matlab společnosti MathWorks, signály byly synchronizovány dle R kmitů a vizualizovány v grafech na obrázcích 10.8 a 10.9, které zobrazují časový úsek deseti sekund obsahující deset period EKG signálu (frekvence zdrojového signálu byla nastavena na 60 úderů za minutu) naměřeného vně a uvnitř CT spolu s rozdílem porovnávaných signálů (signál naměřený vně CT byl odečten od signálu naměřeného uvnitř CT). Následně byla vygenerována výkonová frekvenční spektra jednotlivých záznamů pro porovnání zastoupení jednotlivých frekvenčních složek v signálech. Jelikož byly signály synchronizovány dle R kmitů a zdroj signálu byl identický se stabilní frekvencí, vznikla korelovaná data EKG záznamů pro jejichž statistické porovnání byl zvolen výpočet statistických parametrů střední kvadratické chyby (MSE), odmocniny střední kvadratické chyby (RMSE), střední absolutní chyby (MAE) a korelačního koeficientu, jejichž hodnoty jsou uvedeny v tabulce 7. V ideálním případě dosahují chybové parametry MSE, RMSE a MAE nulové hodnoty, naopak hodnota korelačního koeficientu popisující sílu vztahu porovnávaných signálů je pro identické signály rovna 1. Pro eliminaci překryvu EKG křivek byl záznam pořízený vně CT posunut o  $+1,5 \text{ mV}$  a rozdíl těchto signálů o  $-0,5 \text{ mV}$ .



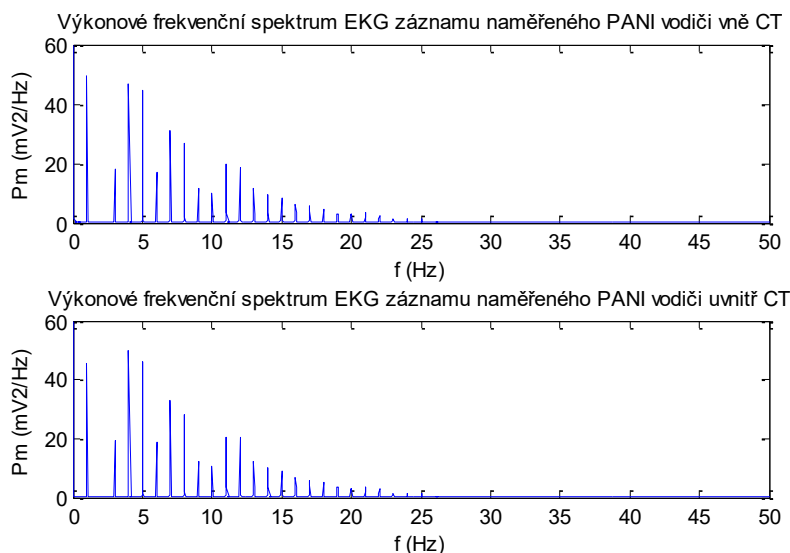
**Obrázek 10.8** Graf srovnání záznamu EKG bez (CT neaktivní) a s (CT aktivní) vlivem působení CT s použitím PANI vodičů

Graf na obrázku 10.8 pořízený s využitím PANI vodičů vykazuje určitý rozdíl v naměřených signálech EKG bez (modrá křivka) a s vlivem (červená křivka) CT, tento rozdíl (zelená křivka) je však poměrně malý a pohybuje se v rozmezí -59 až 81 mV. Záznamy pořízené s použitím PPy vodičů zobrazené na obrázku 10.9 se jeví identicky, toto potvrzuje korelační koeficient s hodnotou 99,75 % a malá střední hodnota rozdílu signálů 6 mV. Větší rozsah difference porovnávaných signálů, ve srovnání se záznamem PANI vodiči, s minimem -0,05 V a maximem 0,1 V je způsoben překmity QRS komplexu jednoho ze signálů, avšak v částech křivky mezi těmito překmity je rozdíl téměř nulový.

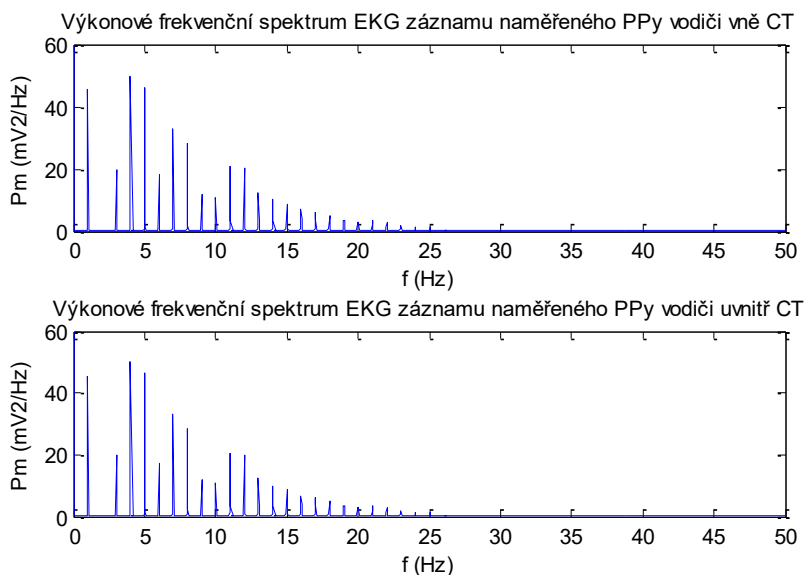


**Obrázek 10.9** Graf srovnání záznamu EKG bez (CT neaktivní) a s (CT aktivní) vlivem působení CT s použitím PPy vodičů

Výkonová frekvenční spektra EKG záznamů pořízených PANI a PPy vodiči (viz. Obrázky 10.10 a 10.11) také dokazují vysokou podobnost záznamu bez výraznějších známek výskytu artefaktů. Jednotlivé složky frekvenčních spekter pořízených EKG záznamů vně i uvnitř CT si navzájem odpovídají, nalezené nepatrné rozdíly by mohly být způsobeny nedokonalými kontakty vodičů s kolíky umělého pacienta.



**Obrázek 10.10 Výkonová frekvenční spektra EKG záznamů naměřených PANI vodiči vně a uvnitř CT**



**Obrázek 10.11 Výkonová frekvenční spektra EKG záznamů naměřených PPy vodiči vně a uvnitř CT**

Oba páry EKG signálů naměřených uvnitř (červená křivka) a vně (modrá křivka) CT vykazují významnou podobnost, což dokazuje vysoká hodnota korelačního koeficientu dosahující jedné (98,2 % pro PANI a 99,8 % pro PPy vodiče) a další vypočtené statistické parametry střední kvadratické chyby (MSE), odchylky ze střední kvadratické chyby (RMSE) a střední absolutní chyby (MAE), jejichž hodnoty se blíží nule. Veškeré zaokrouhlené výsledky statistických výpočtů jsou uvedeny v Tab. 7.

**Tab. 7 Souhrn statistických výpočtů záznamu EKG pořízeného PANI a PPy vodiči během působení vlivu CT ve srovnání se záznamem pořízeným mimo prostor CT**

	PANI vodiče	PPy vodiče
MSE [ $\text{mV}^2$ ]	0,001	0,001
RMSE [mV]	0,026	0,010
MAE [mV]	0,020	0,006
Korelační koeficient [-]	0,982	0,998

Naměřenými daty prezentovanými výše byl vyloučen negativní vliv konstruovaných polymerových elektrod a vodičů na snímky pořizované CT v podobě obrazových artefaktů. Dále byl potvrzen předpoklad neexistence nepříznivého působení RTG záření na snímáný bioelektrický signál v podobě zavlečeného rušení či jiných abnormalit signálu, které by mohly ztížit diagnostiku a znehodnotit naměřený záznam.



## 11 Testování v MR

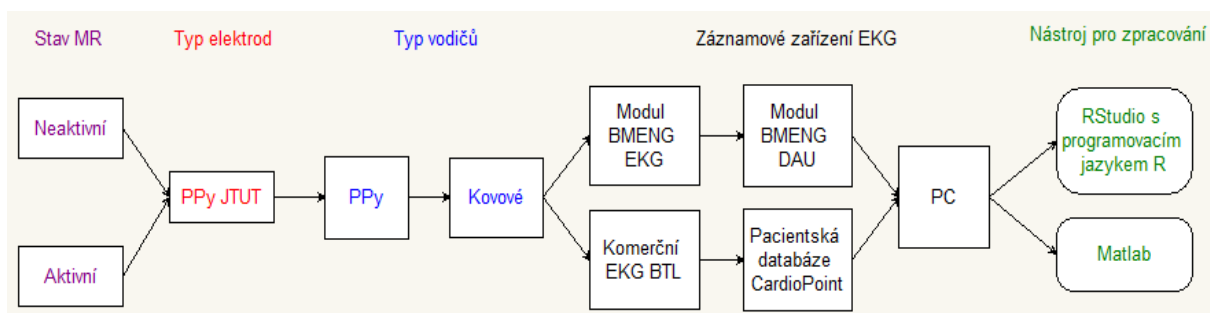
Tato část testování polymerových elektrod a vodičů byla provedena opět na Radiologické klinice FNOL, která byla vybavena přístroji MR firmy Siemens, konkrétně Magnetom Symphony 1,5 T a Magnetom Aera 1,5 T, jež byl využit k realizaci měření. Dále byl použit modul BMENG a komerční elektrokardiograf BTL 08 LC výrobce BTL (s výrobním číslem 073C0B001125), který byl schopen záznamu dvanácti svodového EKG (parametry: vzorkovací frekvence = 2000 Hz, frekvenční rozsah 0,05-170 Hz, rozlišení A/D převodníku 13 bits, impedance vstupu  $>20\text{ M}\Omega$  a činitel potlačení souhlasného rušení CMRR  $>100\text{ dB}$ ). Obsahoval funkce indikace odpadlých elektrod či detekci kardiostimulátoru. Pro export dat sloužilo zabudované rozhraní USB (Universal Serial Bus) nebo LAN (Local Area Network) či WiFi (bezdrátová komunikace v počítačových sítích), které byly zajištěny externím modulem. Přenášené frekvenční pásmo 0,05 Hz až 170 Hz bylo možno filtrovat volbou předvoleného (automatický nebo strict filtr) nebo uživatelského filtru, které obsahoval sadu tří dílčích lineárních filtrů:

- „Mains“ (filtr typu PZ pro potlačení síťového rušení 50/60 Hz),
- „Drift“ (filtr typu HP pro potlačení pomalých změn např.: kolísání nulové izoliny),
- „Myo“ (filtr typu DP pro potlačení artefaktů ze svalové aktivity a elektromagnetického rušení).

K tomuto elektrokardiografu BTL výrobce poskytoval i software pro sdílení, automatickou analýzu a export EKG záznamů (ve formátu .mewzip nebo .xml) nazývaný CardioPoint-EKG, který byl také využit. Naměřená data byla z jednotlivých přístrojů EKG BTL odeslána přes jmenovaná rozhraní LAN či WiFi do jednotné patientské databáze, kde byla shromažďována a zálohována. Pro archivaci dat byly v softwaru implementovány různé komunikační protokoly např. DICOM, HL7 nebo GDT. CardioPoint-EKG bylo možno využít i pro správu záznamů EKG zátěžového testu či dlouhodobého záznamu EKG Holter.

[24]

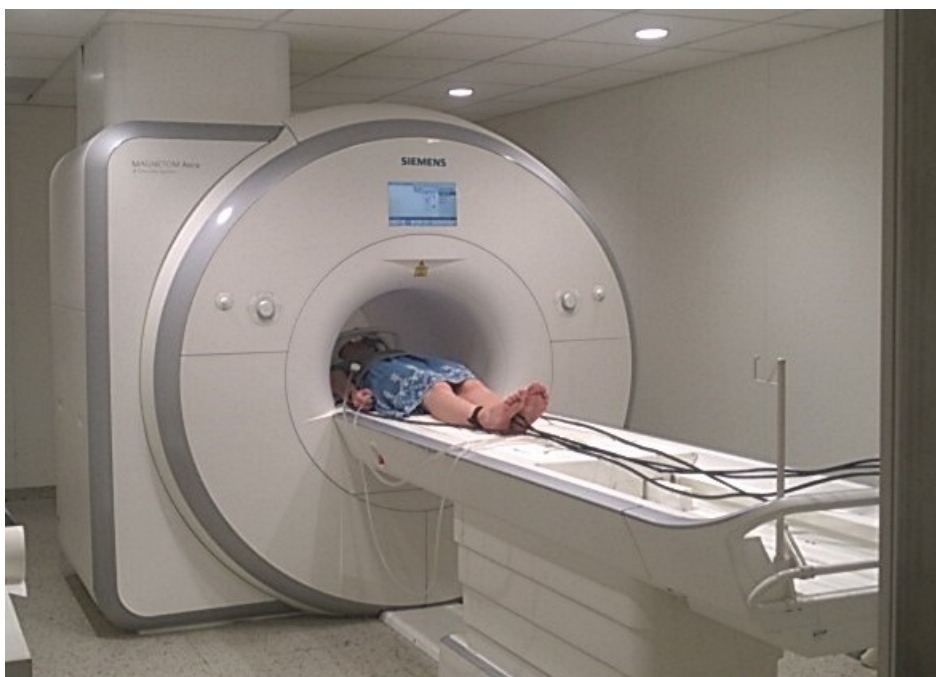
Po úspěšném testu kvalitního snímání EKG vytvořenými polymerovými elektrodami a vodiči (viz. kapitola 9) bylo postoupeno k testovacímu měření EKG v prostoru MR. Schéma měřicího řetězce a následného zpracování je zobrazeno na obrázku 11.1.



**Obrázek 11.1** Blokové schéma měřicího řetězce snímání EKG s použitím polymerových elektrod a vodičů během vyšetření na MR a mimo ni pro porovnání

## 11.1 Realizace prvního měření v MR

První měření sloužilo pro testování vlivu MR na snímaný EKG signál, a také pro ujištění, že vyrobené polymerové elektrody neprokazují negativní působení na figuranta. Samotné měření probíhalo v prostoru přístroje MR firmy Siemens Magnetom Aera 1,5 T. Na dobrovolníka uloženého na lehátku byly aplikovány vytvořené končetinové PPy elektrody s vodiči viz. obrázek 11.3. Přítomný radiologický technik poučil figuranta o průběhu vyšetření a bezpečnostních pokynech spojených s tímto vyšetřením, např. nutnost absence kovových předmětů, nehybnost během vyšetření či balónku s funkcí alarmu. Následně dle zaměřovacího kříže byla nastavena počáteční pozice lehátka a umístěna hlavová cívka. Celý průběh vyšetření byl řízen z vedlejší místnosti zvané ovladovna.

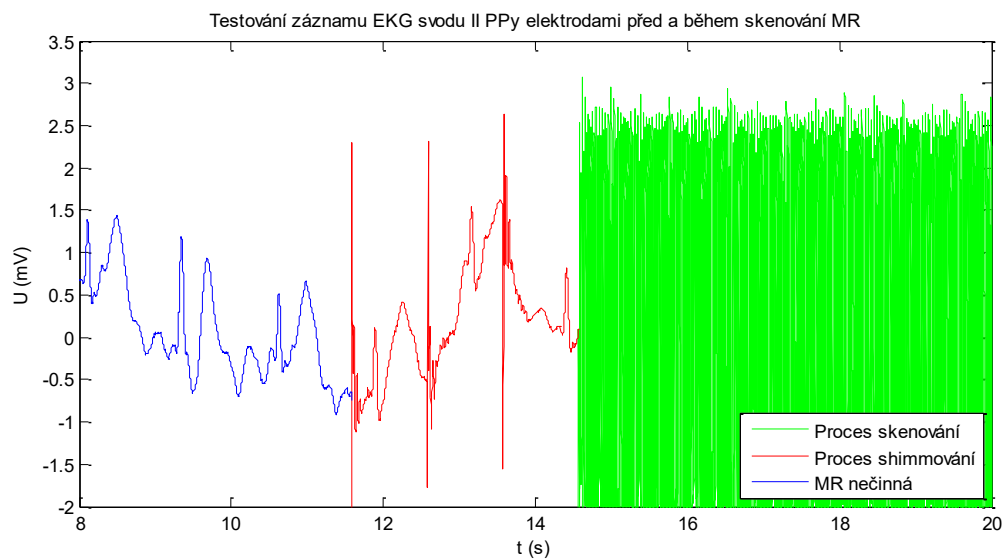


**Obrázek 11.2 Testovací měření EKG polymerovými elektrodami a vodiči na dobrovolníkovi v MR s použitím modulu BMENG a komerčního elektrokardiografu BTL**

K záznamu EKG křivek byla využita vývojová sada BMENG (záznam II svodu). Náběr EKG záznamu probíhal během přípravné fáze MR a procesu samotného skenování.

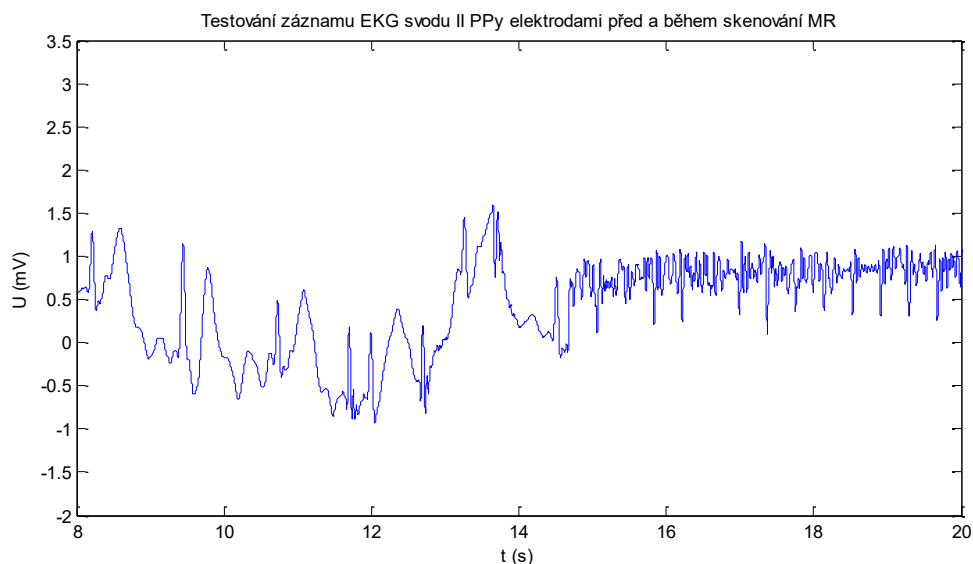
Získaná data ze záznamového zařízení byla zpracována v programu Matlab, kdy zaznamenaný graf signálu II. svodu je zobrazen na obrázku 11.3. V záznamu jsou patrné artefakty v podobě krátkých impulsů během procesu tzv. aktivního „shimování“ značeném červeně, a také během procesu skenování značeném zeleně, ten měl podobu VF šumu s vysokou amplitudou, který vizuálně zcela znehodnotil záznam. Původcem takového rušení byly pravděpodobně gradienty cívek MR, které vytvořily pravidelnou a časově závislou sérii impulsů s vysokou intenzitou.



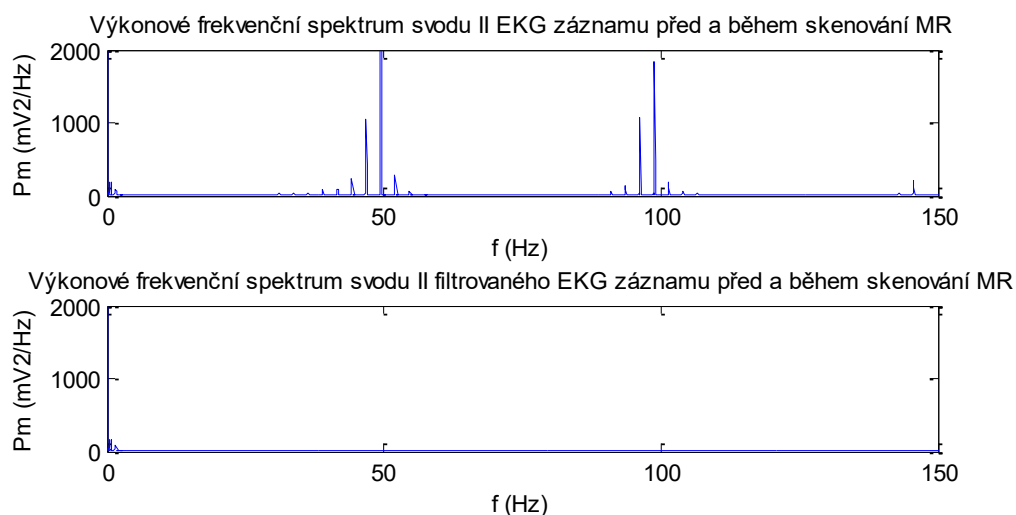


**Obrázek 11.3 Záznam EKG pořízený polymerovými elektrodami a vodiči modulem BMENG v prostoru MR s barevným odlišením jednotlivých fází činnosti MR**

Dalším krokem byla digitální filtrace II. svodu záznamu EKG pásmovou propustí 0,6-25 Hz, která nechtěné rušení vyšších frekvencí značně redukovala. Ne však zcela, jelikož se šum frekvenčně překrýval s užitečným signálem, proto je část filtrovaného signálu naměřená během fáze skenování MR zkreslena tímto zbylým šumem. Výsledný efekt filtrace je v časové doméně demonstrován na obrázku 11.4 a ve frekvenční doméně jej reprezentují výkonová frekvenční spektra původního a filtrovaného záznamu II. svodu EKG pořízeného před a během skenování MR na obrázku 11.5, které dokazují odfiltrování složek vyšších frekvencí.



**Obrázek 11.4 Záznam EKG pořízený polymerovými elektrodami a vodiči modulem BMENG v prostoru MR filtrovaný pásmovou propustí 0.6-25 Hz**

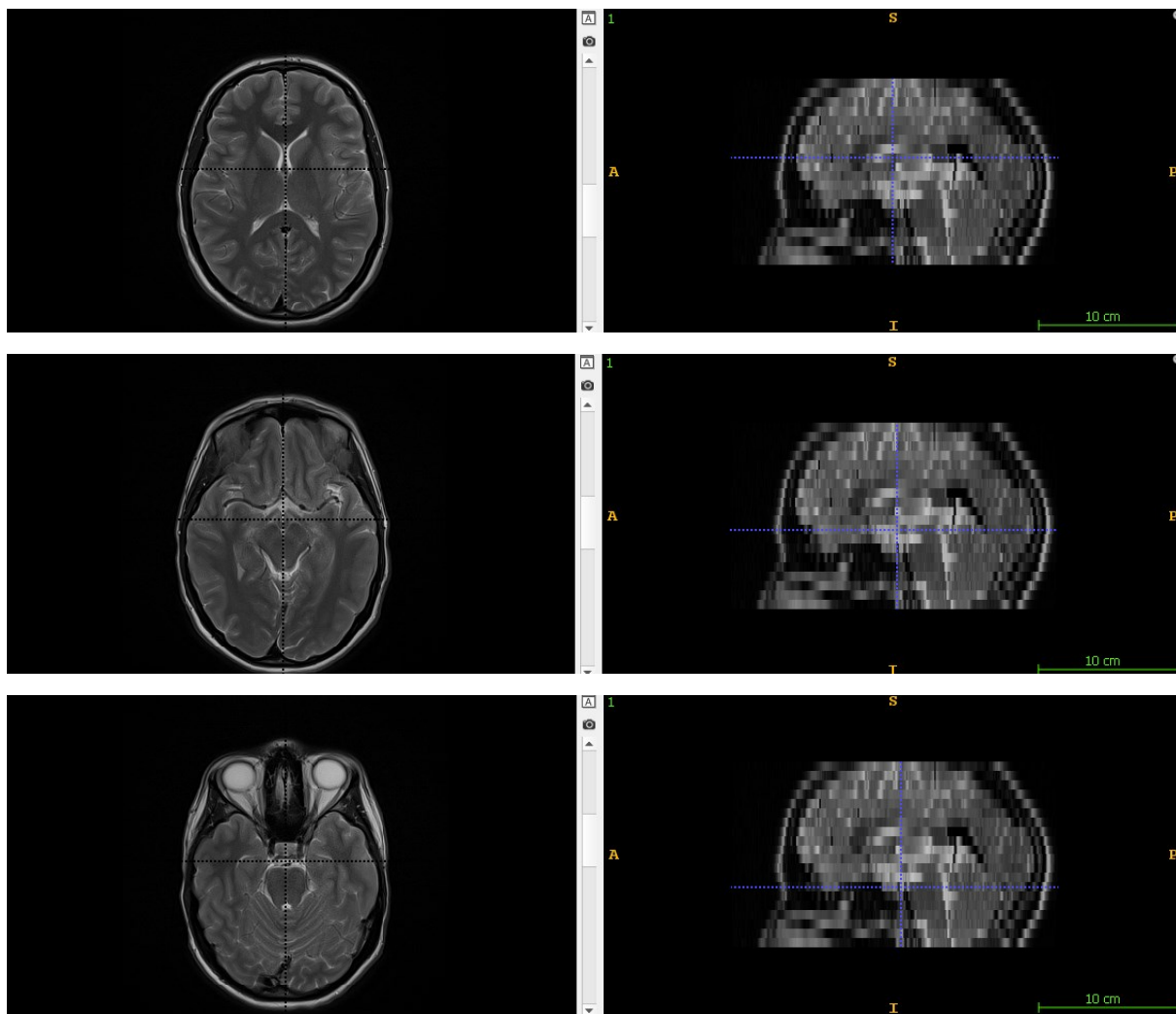


**Obrázek 11.5 Výkonové frekvenční spektrum II svodu EKG signálu pořízeného před a během skenování MR bez filtrace (nahore) a s filtrováním pásmovou propustí 0,6-25 Hz (dole)**

Během testovacího snímání EKG a pořizování snímku hlavy a mozku s polymerovými elektrodami a vodiči byla použita skenovací sekvence s následnými parametry:

- pořizovací modalita Siemens Aera 1,5 T
- druh sekvence T2 vážená transverzální
- repetition time TR = 4000 ms
- time echo TE = 99 ms
- velikost matice 320x320
- počet transverzálních řezů ve skenu = 20
- FOV = 230x230 mm (velikost voxelu = 0,71875x0,71875 mm)
- tloušťka řezu = 5 mm
- Flip Angle FA = 150°.

Na závěr tohoto měření bylo provedeno ověření vlivu vytvořených elektrod a vodičů na pořizované obrazové snímky, proto byly umístěny do prostoru zobrazované oblasti FOV. Takto vytvořený snímek hlavy s polymerovými elektrodami a vodiči se automaticky uložil do systému PACS, odtud byly data exportovány ve formátu DICOM a zpracovány ve volně dostupném programu ITK-SNAP (zdroj 22) analogicky s CT snímky. Vybrané příklady tří řezů jsou prezentovány na obrázku 11.6, kdy vlevo jsou zobrazeny řezy transverzální a vpravo sagitální řezy, ty vykazují nízké rozlišení závislé na poměrně velké tloušťce řezu 5 mm. Oproti tomu transverzální řezy mají velmi dobrou kvalitu obrazu podpořenou velikostí voxelu s délkou hrany menší než 1 mm. Získané obrazové výsledky prokazují dle hodnocení zkušeného radiologického technika absenci obrazových artefaktů, tudíž zkonstruované elektrody a vodiče nijak neomezují diagnostiku výsledků zobrazovací modalit.



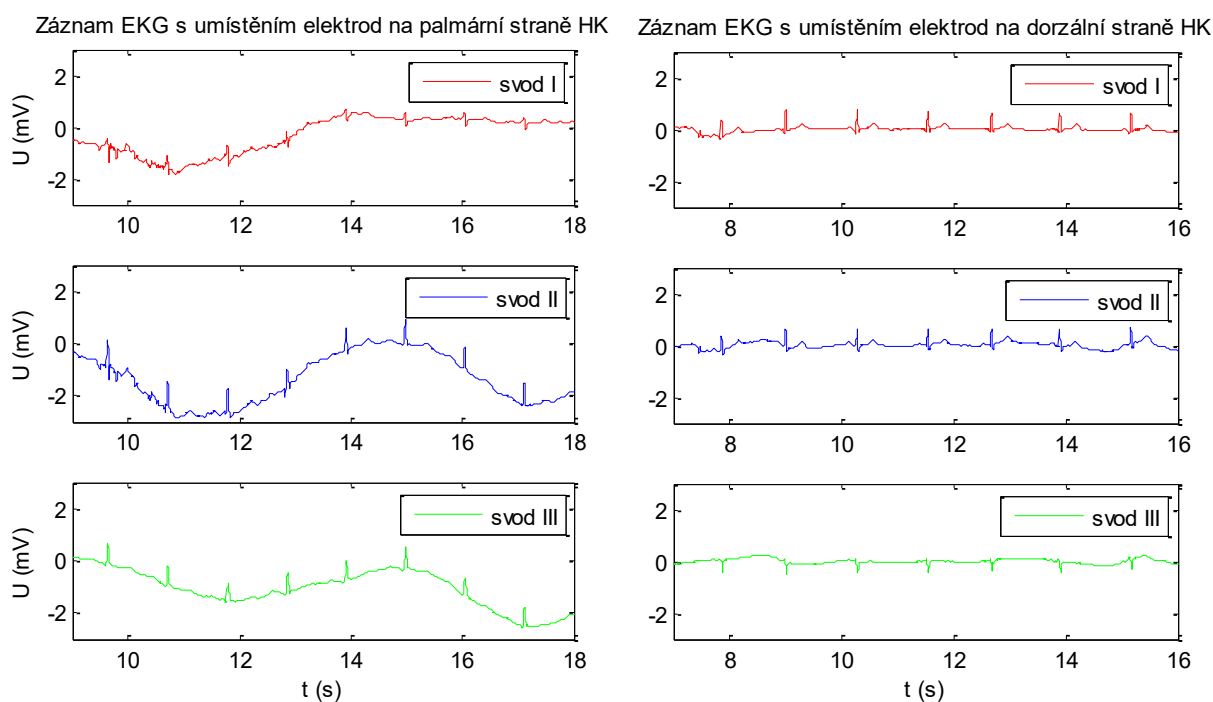
**Obrázek 11.6** Zobrazení tří řezů MR snímku hlavy a mozku prvního dobrovolníka s polymerovanými elektrodami a vodiči uloženými podél hlavy, vlevo jsou zobrazeny transversální řezy a vpravo sagitální řezy

Jelikož konstruované polymerové elektrody a vodiče nevykazovaly negativní vliv na dobrovolníka, bylo domluveno další měření se záznamem všech tří bipolárních končetinových svodů EKG (I až III).

## 11.2 Realizace druhého měření v MR

Během druhého měření byl použit k záznamu EKG komerční elektrokardiograf BTL08 LC s WiFi modemem. Provedeno bylo měření několika záznamů EKG mimo prostor MR a poté i uvnitř během přípravné fáze a procesu skenování MR. Takto vzniklo několik záznamů, které se prostřednictvím WiFi exportovaly do patientské databáze programu CardioPoint. Tento program umožňoval také následné zpracování naměřených záznamů s aplikací filtrů DP (digitální FIR filtr využívající Kaiserovo okno s mezní frekvencí 90, 25 nebo 20 Hz), HP (digitální IIR filtr s mezní frekvencí 0,05, 0,07 nebo 0,6 Hz) a PZ (digitální adaptivní filtr síťového kmitočtu 50 Hz). Jelikož se jednalo o základní, snadné a rychlé zpracování dat s efektivním účinkem, byly naměřené signály exportovány ve formátu .xml v nefiltrované podobě s frekvenčním rozsahem 0,05-170 Hz, a také filtrované pásmovou propustí 0,6-25 Hz.

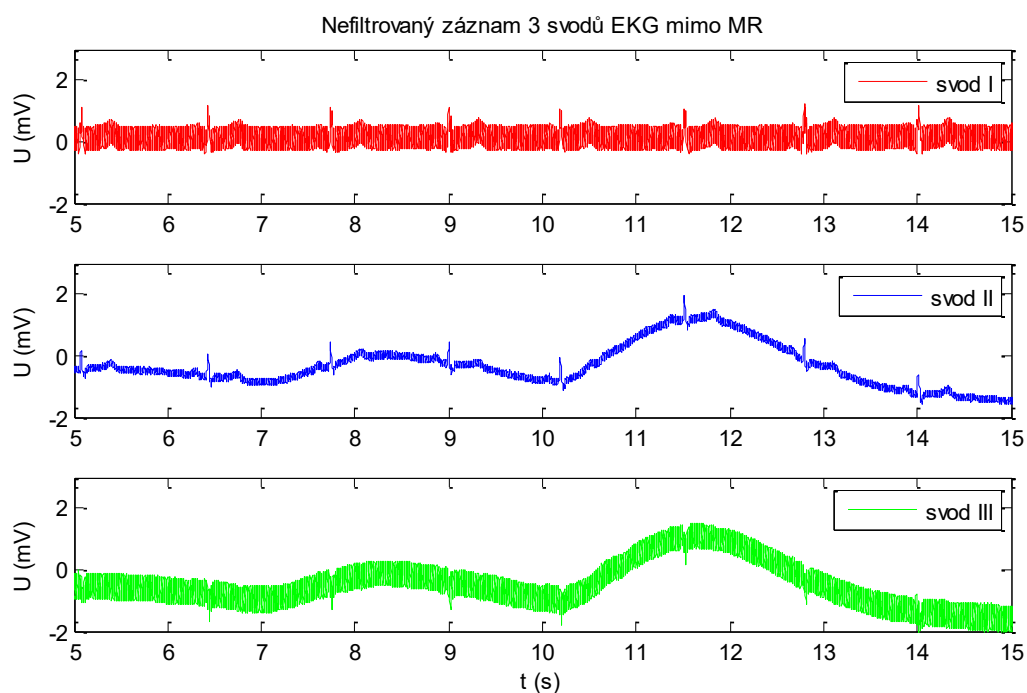
Nejprve však bylo provedeno testovací měření záznamu EKG na přístroji výrobce BTL s použitím PPy vodičů a PPy elektrod na JTUT mimo prostor MR. Během tohoto záznamu byl zaznamenán podstatný vliv umístění elektrod na chování izolinie, které je demonstrováno na srovnání záznamů EKG s parametry záznamu 25 mm/s, 10/10 mm/mV s použitím adaptivního filtru 0,05-90 Hz s přidanou filtrací síťového kmitočtu 50 Hz. První záznam (obrázek 11.7 vlevo) byl pořízen s umístěním elektrod na palmární straně zápěstí a je zde viditelné výrazné kolísání izolinie u všech tří svodů (I, II a III). Komerční EKG vykazuje značnou citlivost pro kvalitní kontakt elektroda-pokožka, proto bylo usouzeno, že toto kolísání způsobil pohyb tepen *Arteria radialis* a *Arteria ulnaris*. Tento předpoklad byl podpořen záznamem EKG se stabilní izolinií ve všech třech svodech viz. Obrázek 11.7 vpravo pořízeným po změně umístění elektrod na dorzální stranu zápěstí s použitím stejného nastavení EKG BTL, proto pro následné měření byla k umístění elektrod použita dorzální strana zápěstí.



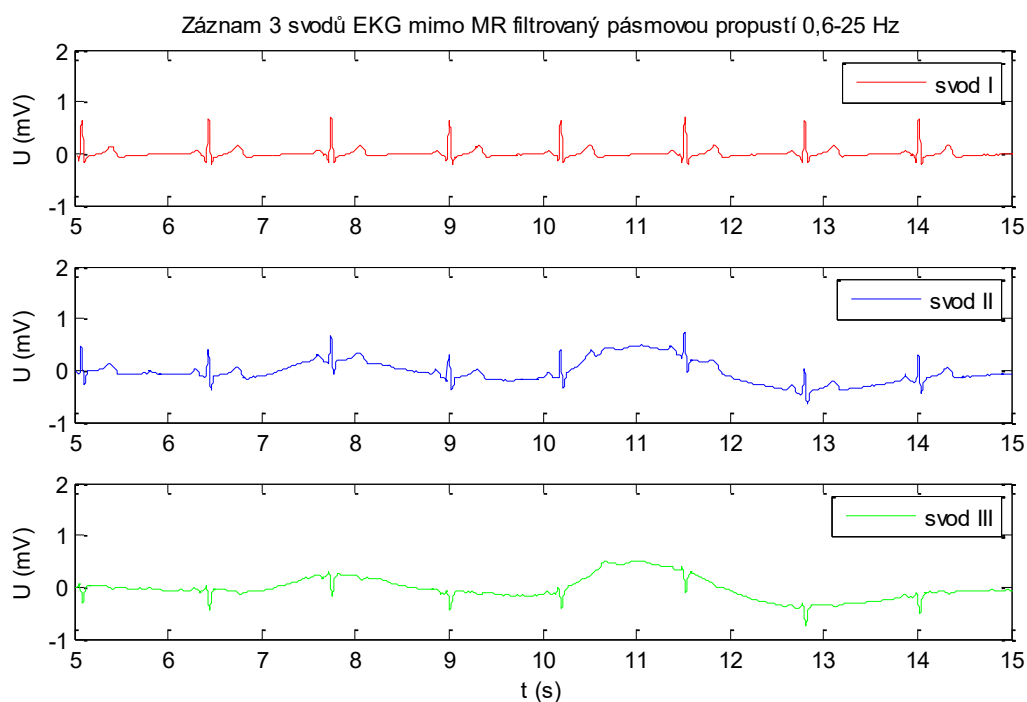
**Obrázek 11.7 Záznam EKG svodů I, II a III pořízený komerčním přístrojem výrobce BTL s použitím PPy vodičů a elektrod na JTUT umístěných na palmární straně zápěstí (vlevo) a dorzální straně zápěstí (vpravo) sloužící k porovnání vlivu umístění elektrod na stabilitu izolinie**

Následující série snímků 11.8 až 11.10 popisuje záznamy svodů I, II a III EKG pořízené polymerovými elektrodami a vodiči na dobrovolníkovi mimo prostor MR, které sloužily jako referenční data pro srovnání se záznamy pořízenými později v prostoru MR.

První snímek 11.8 zobrazuje EKG záznam tří svodů bez použití filtrace. Na všech křivkách se projevuje výrazný efekt síťového rušení, větší amplitudy dosahuje ve svodu I a III. Ve svodech II a III je zaznamenáno kolísání izolinie, jež je způsobeno zavlečením pomalu se měnící složky zastoupené nižšími frekvencemi.



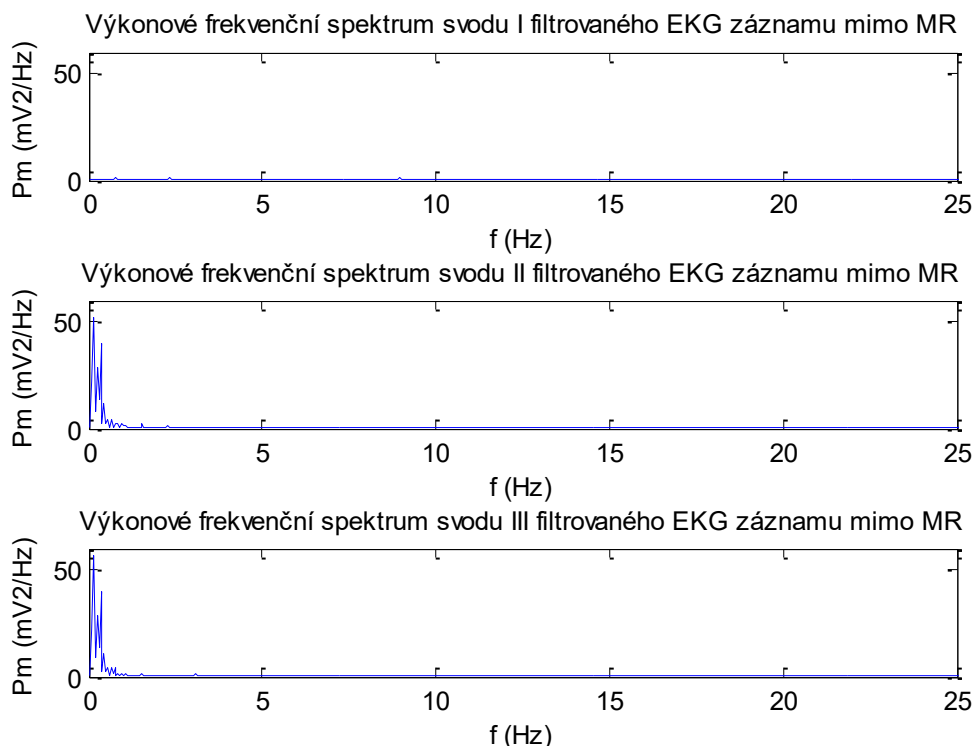
**Obrázek 11.8 Původní záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL mimo prostor MR bez použití filtrace**



**Obrázek 11.9 Záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL mimo prostor MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

Obrázek 11.9 představuje záznam tří svodů EKG filtrované pásmovou propustí 0,6-25 Hz, použitou filtrací DP bylo odstraněno rušení síťového kmitočtu 50 Hz a HP byla redukována i pomalu se měnící složka zastoupena nižšími frekvencemi. Na tomto záznamu jsou rozeznatelné jednotlivé části EKG

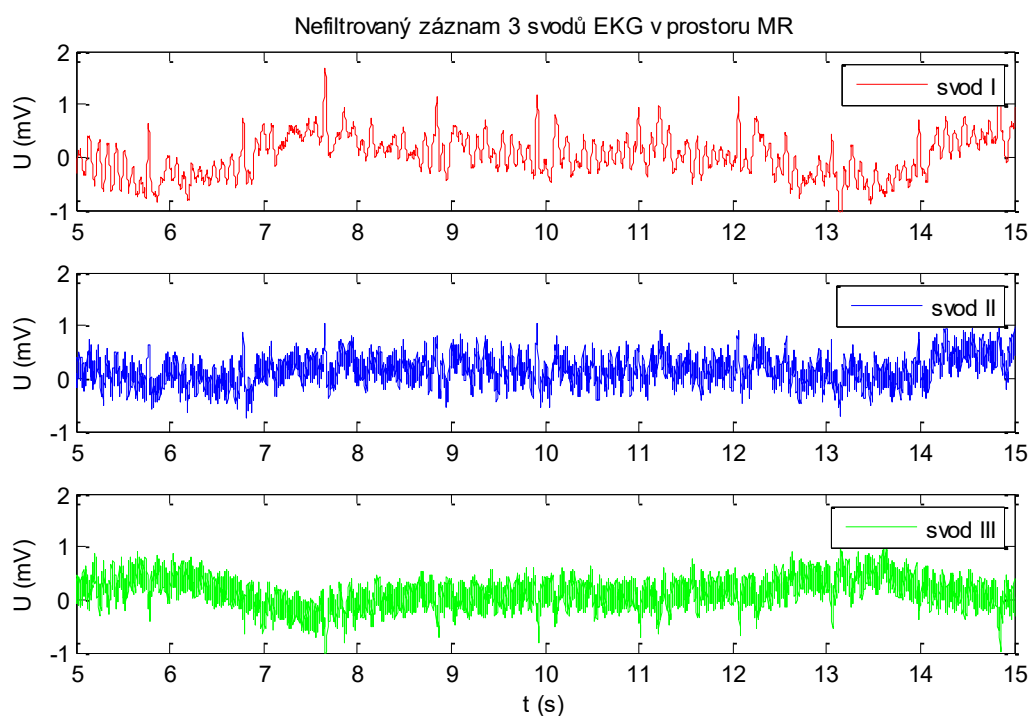
křivky. Následující obrázek představuje výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG signálu naměřeného mimo prostor MR a filtrovaného pásmovou propustí 0,6-25 Hz. Z těchto grafů je patrné nejvýraznější zastoupení složek s nižšími frekvencemi.



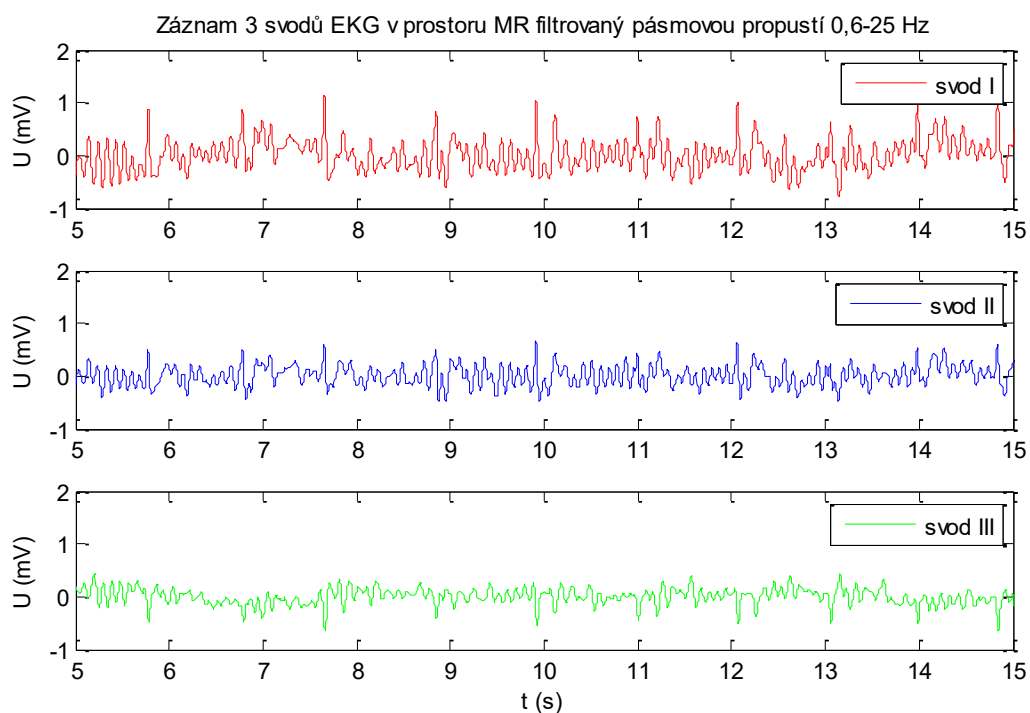
**Obrázek 11.10 Výkonová frekvenční spektra svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL mimo prostor MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

Na následující skupině snímků 11.11 až 11.14 jsou zobrazeny grafy specifikující naměřené EKG záznamy svodů I, II a III pořízené polymerovými elektrodami a vodiči na dobrovolníkovi v prostoru MR, ale bez její aktivní činnosti.

První snímek 11.11 opět zobrazuje EKG záznam tří svodů bez použití filtrace. Na všech křivkách je patrný vliv síťového rušení, pomalu se měnící složky, ale i dalšího artefaktu pocházejícího z působení silného homogenního magnetického pole. Vyskytující se artefakty značně zkreslují záznam, ve kterém již nejsou dobře rozeznatelné jednotlivé části EKG křivek. Aplikací filtrace pásmovou propustí 0,6-25 Hz bylo docíleno částečné eliminace artefaktů a zisku kvalitnějšího záznamu tří svodů EKG, jež je zobrazen na obrázku 11.12. Část artefaktů vzniklých působením MR v signálu zůstala, jelikož se rušení vyskytovalo i ve frekvenčním spektru užitečného signálu. Následkem filtrace bylo také snížení amplitudy R kmitů, ty jsou však ve zbylém šumu EKG křivek identifikovatelné ve všech svodech.

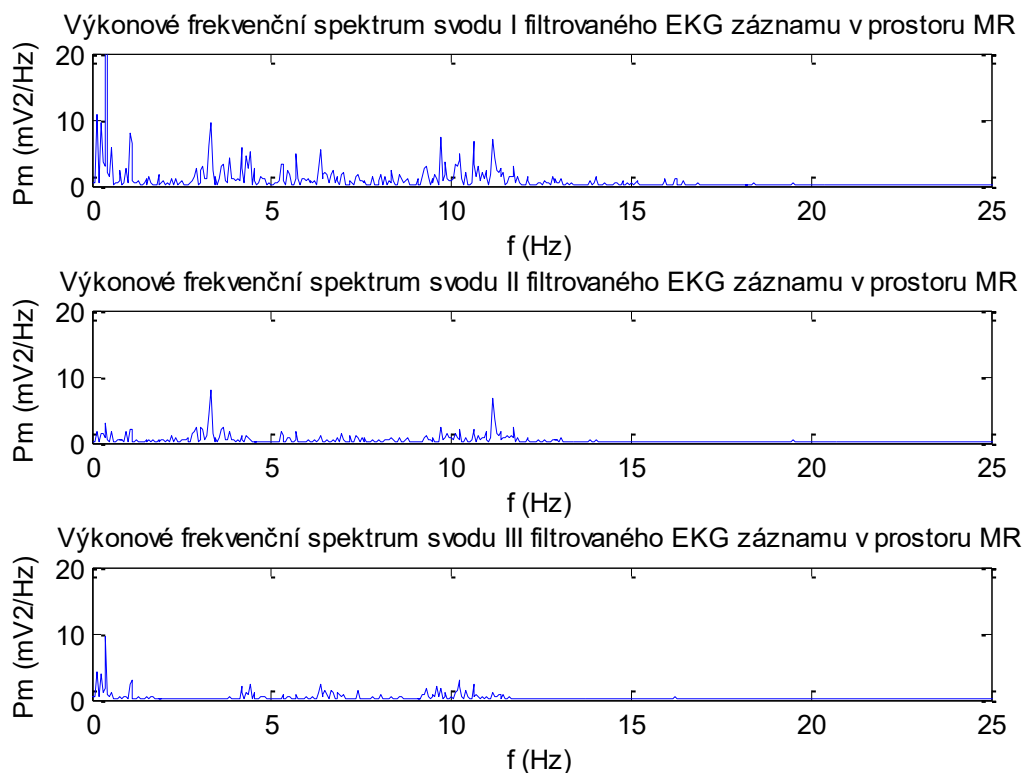


**Obrázek 11.11 Původní záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL v prostoru MR bez použití filtrace**



**Obrázek 11.12 Záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL v prostoru MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG signálu naměřeného v prostoru MR a filtrovaného pásmovou propustí 0,6-25 Hz jsou zobrazena na obrázku 11.13. Tyto grafy potvrzují výskyt rušení magnetického pole MR ve frekvenčním spektru užitečného signálu.



**Obrázek 11.13 Výkonová frekvenční spektra svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL v prostoru MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

Pro porovnání filtrovaných záznamů EKG jednotlivých svodů bylo použito výpočtů několika statistických parametrů, konkrétně se jednalo o střední kvadratickou chybu (MSE), odchylku ze střední kvadratické chyby (RMSE) a střední absolutní chybu (MAE) rozdílů jednotlivých křivek svodů I, II a III naměřených mimo prostor MR a v kabině MR bez její aktivní činnosti. Výpočty těchto parametrů byly provedeny v programu Matlab a jednotlivé vypočítané zaokrouhlené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 8.

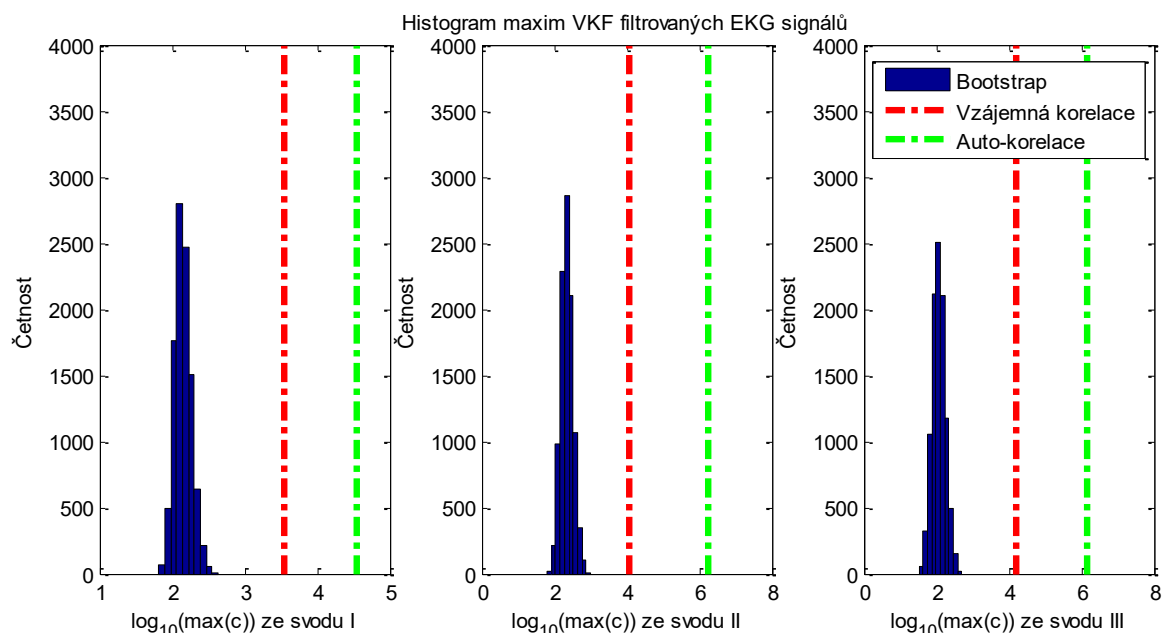
Vypočtené chybové hodnoty popisují rozdíl dvojice porovnávaných křivek naměřených mimo a v prostoru MR, popisují variabilitu (rozptýlenost) dat kolem středu proměnné (což je v tomto případě rozdíl EKG křivek). Hodnoty jsou vypočítány pro každý svod zvlášť a v ideálním případě shodnosti křivek by se měly rovnat nule. Výpočet MSE je dán součtem kvadrátů odchylek jednotlivých hodnot od průměru děleným počtem prvků datového souboru, nevýhodou je jednotka veličiny udávána v kvadrátu. Hodnota RMSE je odmocninou MSE, je udávána ve stejných jednotkách jako měřená veličina a také určuje směr odchýlení dat od průměru. Hodnota MAE je vypočítána jako průměr absolutních hodnot odchylek jednotlivých hodnot od průměru a je také udávána ve stejných jednotkách jako měřená veličina.



**Tab. 8 Hodnoty statistických výpočtů porovnání svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného mimo a v prostoru MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

	Svod I	Svod II	Svod III
MSE [mV <sup>2</sup> ]	0,10	0,10	0,07
RMSE [mV]	0,31	0,31	0,26
MAE [mV]	0,24	0,24	0,20

Hodnoty statistických výpočtů porovnání filtrovaných záznamů EKG naměřených mimo a v prostoru MR se pohybují v řádu desetin odpovídajících jednotek, což vypovídá o malých rozdílech kolísajících kolem průměrné hodnoty. Konkrétní čísla jsou vlivem zaokrouhlení dle pravidel pro svody I a II totožné, parametry svodu III vykazují nižší hodnoty, které dokazují menší vliv rušení na tento svod. Průměrné hodnoty rozdílů se pohybovaly od 0,0043 mV pro svod I, přes  $-2,4 \cdot 10^{-4}$  mV pro svod II a -0,0048 mV pro svod III, což svědčí o kolísavosti rozdílů kolem nulové hodnoty.



**Obrázek 11.14 Histogram maximálních hodnot VKF jednotlivých svodů I, II a III filtrovaných (pásmovou propustí 0,6-25 Hz) EKG záznamů naměřených mimo a v prostoru MR se zobrazením distribuce rozdílů VKF převzorkovaného (s vlivem MR) a fixního (mimo MR) signálu (modře), maxima VKF porovnávaného a referenčního signálu (červeně) a maxima AKF fixního signálu (zeleně) s logaritmickým zobrazením horizontální osy, kde  $c$  značí VKF**

Naměřené EKG záznamy pořízené mimo MR, v prostoru MR, během difúzní MR sekvence a během T2 vážené MR sekvence nebyly pro porovnání mezi sebou synchronizovány. K evaluaci míry úspěšnosti detekce EKG signálu v prostoru silně rušících snímaný signál byla proto navržena kombinace odhadu maxima vzájemné korelační funkce (dle vzorce 11.1) a statistického „Bootstrap“ testu. Mezi EKG signálem naměřeným mimo MR prostředí a v MR prostředí byla odhadnuta maximální odezva vzájemné korelační funkce (v následných histogramech značena červenou linií). Poté byly časové řady signálu naměřeného v rušivém prostředí 10 000krát náhodně převzorkovány s uniformním rozložením pravděpodobnosti výskytu každé hodnoty na libovolné pozici. Poté bylo pro každé takové náhodné převzorkování znovu odhadnuto maximum vzájemné korelační funkce. Z napočítaných odhadů byla vyčíslena dosažená pravděpodobnost, kdy hodnota odhadu vzájemné korelační funkce pro

nepřevzorkovaný signál je vyšší než maximální odezvy pro převzorkované signály. Doplněk této pravděpodobnosti následně definuje p-hodnotu potvrzující ( $p > 0,05$ ) nebo zamítající ( $p < 0,05$ ) nulovou hypotézu, že mezi signály není lineární vztah. Výhodou navržené metody je, že je poměrně snadná na implementaci. Její limitací ale zůstává, že nepředpokládá a nebere v potaz variabilitu srdečního rytmu. Vyjma maximální odezvy vzájemné korelační funkce pro nepřevzorkované signály, byla odhadnuta také maximální odezva autokorelační funkce (v následných histogramech značena zelenou linií) pro signál nasnímaný mimo MR prostředí.

Níže je uveden vzorec 11.1 pro výpočet vzájemné korelační funkce:

$$VKF_{s_R, s_P}(\tau) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} s_R(t) \cdot s_P(t + \tau) dt \quad (11.1),$$

kde VKF je vzájemná korelační funkce,  $s_R$  je referenční signál naměřený mimo MR,  $s_P$  je porovnávaný signál naměřený v prostředí MR,  $\tau$  značí vzájemné posunutí signálů,  $T$  je společná perioda a  $t$  čas.

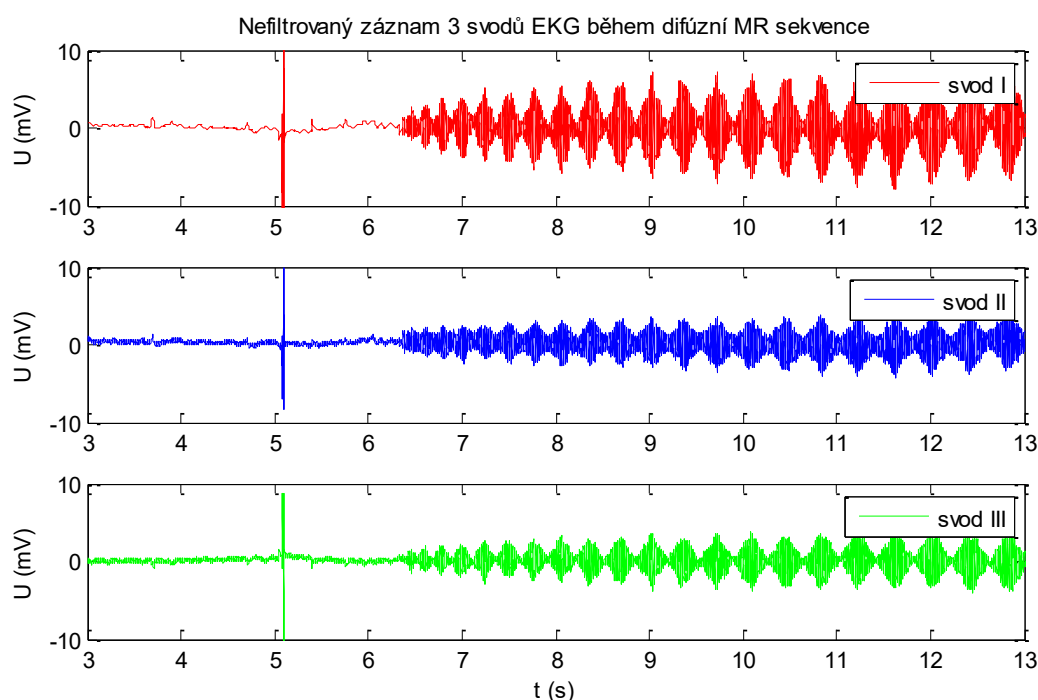
Distribuce maximálních hodnot VKF párového signálu se nacházela zcela a výrazně v nižších hodnotách než maximum VKF porovnávaného (nepřevzorkovaného) a referenčního signálu, a také maximum AKF referenčního (fixního) signálu pro všechny svody (viz. histogram na obrázku 11.14 a vypočtené hodnoty v tabulce 9). Proto se p-hodnoty B-S testu z tabulky 9 rovnaly 0 pro všechny svody a potvrzovaly výskyt EKG signálu v porovnávaném záznamu naměřeném v prostoru MR filtrovaném pásmovou propustí 0,6-25 Hz obsahující rušení.

**Tab. 9 Tabulka p-hodnot “Bootstrap” statistického testu a výsledků korelačních funkcí porovnávaných signálů dokazující vztah mezi všemi svody I, II a III signálů naměřených mimo a v prostoru MR**

	Svod I	Svod II	Svod III
p-hodnota B-S testu [-]	0	0	0
Maximum VKF porovnávaného a referenčního signálu [-]	35	58	67
Maximum AKF referenčního signálu [-]	95	505	470

Další série obrázků 11.15 až 11.18 popisuje záznam pořízený v prostoru MR během přípravné fáze (tzv. aktivního „shimmování“) a procesu vlastního skenování s použitím difúzní sekvence s následnými parametry:

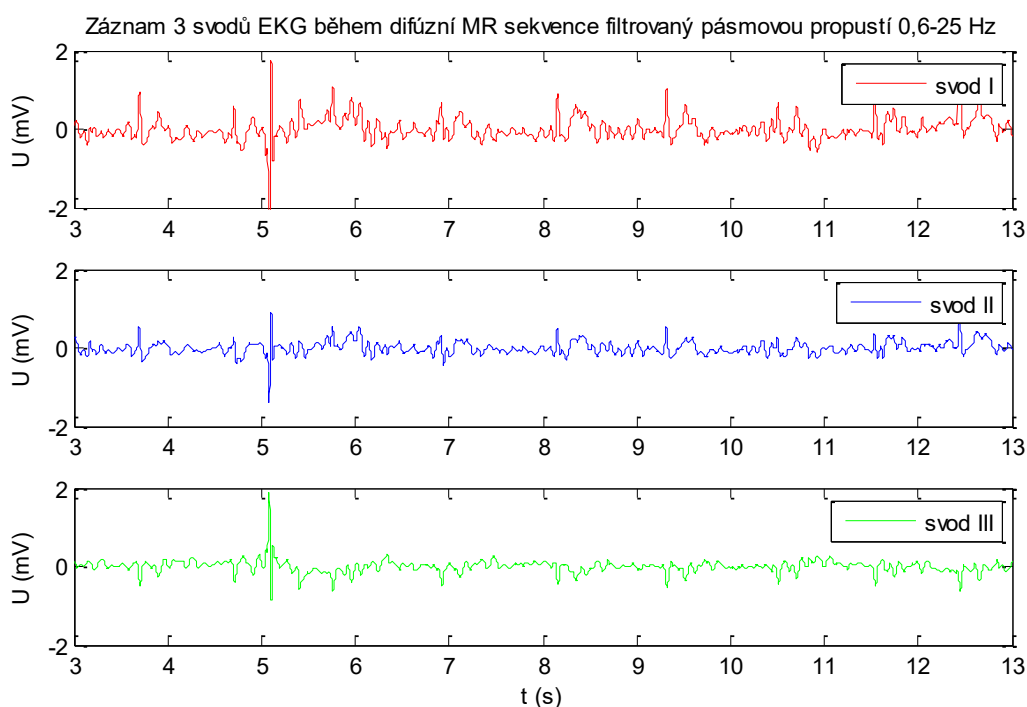
- pořizovací modalita Siemens Aera 1,5 T
- druh sekvence DWI (Diffuse Weighted Images), RESOLVE
- repetition time TR = 4800 ms
- time echo TE = 67 ms
- b-value = 1000 s/mm<sup>2</sup>
- velikost matice 180x180
- počet transversálních řezů ve skenu = 20
- FOV = 230x230 mm (velikost voxelu = 1,27x1,27 mm)
- tloušťka řezu = 5 mm
- Flip Angle FA = 180°.



**Obrázek 11.15 Původní záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během difúzní MR sekvence bez použití filtrace**

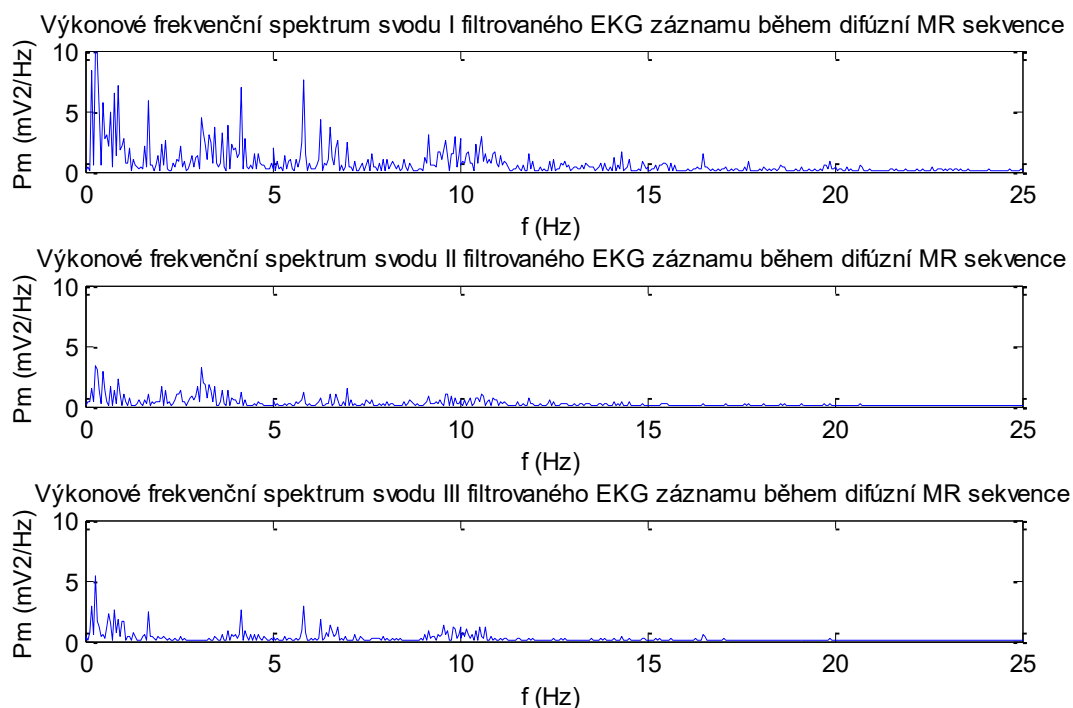
Obrázek 11.15 představuje zkreslený záznam EKG pořízený prostřednictvím polymerových elektrod a vodičů během difúzní MR sekvence bez použití filtrace s indukovaným rušením MR ve všech zobrazených svodech, které napětově několikanásobně převyšuje užitečný signál.

Použitím filtrace s pásmovou propustí 0,6-25 Hz bylo opět docíleno významné redukce artefaktů pocházejících z činnosti RF cívek MR, síťového kmitočtu a částečně i pomalu se měnící složky. Výsledný filtrovaný záznam tří svodů je zobrazen na obrázku 11.16, reziduální složky šumu vzniklé činností MR však nadále křivky zkreslovaly, jelikož se rušení vyskytovalo i ve frekvenčním spektru užitečného signálu. Mimoto filtrace frekvencí nad 25 Hz způsobila opět snížení amplitudy R kmitů. Přes tyto skutečnosti jsou však v EKG křivkách jednotlivých svodů identifikovatelné téměř všechny R kmity.



**Obrázek 11.16 Záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během difúzní MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

Ve výkonovém frekvenčním spektru nefiltrovaného signálu naměřeného během difúzní MR sekvence byl zjištěn výskyt složek rušivého šumu v celém frekvenčním pásmu snímaného signálu s rostoucí intenzitou k maximálnímu peaku odpovídající hodnotě 127,5 Hz, a také složky s frekvencí 50 Hz. Toto rušení bylo odstraněno použitými filtry typu HP a DP s mezními frekvencemi 0,6 Hz respektive 25 Hz a na výkonovém frekvenčním spektru propouštěných frekvencí (viz. Obrázek 11.17) se vyskytují jen reziduální složky šumu s nižšími frekvencemi.



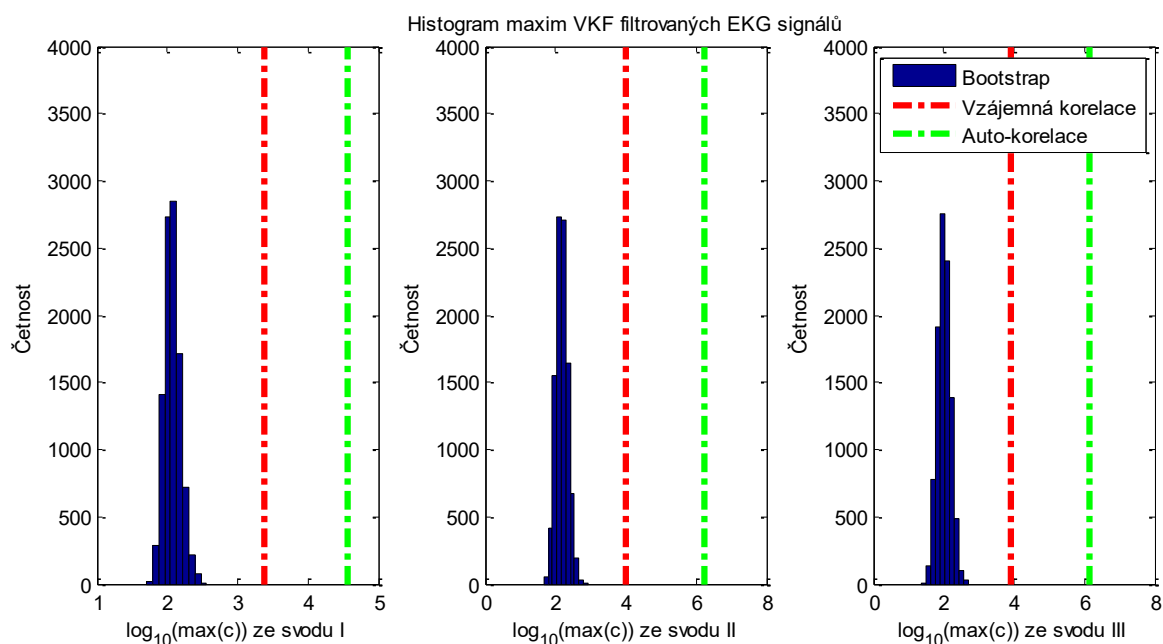
**Obrázek 11.17 Výkonová frekvenční spektra svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během difúzní MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

Pro porovnání filtrovaných záznamů EKG jednotlivých svodů bylo opět použito výpočtů statistických parametrů střední kvadratické chyby (MSE), odchylky ze střední kvadratické chyby (RMSE) a střední absolutní chybu (MAE) rozdílů jednotlivých křivek svodů I, II a III naměřených mimo prostor MR a během difúzní MR sekvence. Výpočty těchto parametrů byly provedeny v programu Matlab a jednotlivé vypočítané zaokrouhlené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 10.

**Tab. 10 Hodnoty statistických výpočtů porovnání svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného mimo prostor MR a během difúzní MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

	Svod I	Svod II	Svod III
MSE [ $\text{mV}^2$ ]	0,09	0,08	0,08
RMSE [mV]	0,30	0,27	0,27
MAE [mV]	0,21	0,21	0,21

Hodnoty statistických výpočtů porovnání filtrovaných záznamů EKG naměřených mimo prostor MR a během difúzní MR sekvence se pohybují v řádu desetin mV a setin  $\text{mV}^2$  pro MSE, v porovnání s výsledky signálu pořízeného v prostoru MR bez aktivní činnosti se však liší pouze o setiny odpovídajících jednotek. Konkrétní čísla pro jednotlivé svody vykazují velmi blízké hodnoty, které dokazují rovnoměrný vliv rušení na všechny tři svody. Hodnoty průměru rozdílů nabývaly -0,004 mV pro svody I a II a  $-2,6 \cdot 10^{-4}$  mV pro svod III, což svědčí o kolísavosti rozdílů opět kolem nulové hodnoty.



**Obrázek 11.18** Histogram maximálních hodnot AKF jednotlivých svodů I, II a III filtrovaných (pásmovou propustí 0,6-25 Hz) EKG záznamů naměřených mimo prostor MR a během difúzní sekvence se zobrazením distribuce rozdílu VKF převzorkovaného (s vlivem MR) a fixního (mimo MR) signálu (modře), maxima VKF porovnávaného a referenčního signálu (červeně) a maxima AKF fixního signálu (zeleně) s logaritmickým zobrazením horizontální osy, kde  $c$  značí VKF

Distribuce maximálních hodnot VKF párového signálu se nacházela zcela a výrazně v nižších hodnotách než maximum VKF porovnávaného (nepřevzorkovaného) a referenčního signálu, a také maximum AKF referenčního (fixního) signálu pro všechny svody (viz. histogram na obrázku 11.18 a vypočtené hodnoty v tabulce 11). Proto se p-hodnoty B-S testu z tabulky 11 rovnaly 0 pro všechny svody a potvrzovaly výskyt EKG signálu v porovnávaném záznamu naměřeném během difúzní MR sekvence filtrovaném pásmovou propustí 0,6-25 Hz obsahující rušení.

**Tab. 11** Tabulka p-hodnot “Bootstrap” statistického testu a výsledků korelačních funkcí porovnávaných signálů dokazující vztah mezi všemi svody I, II a III signálů naměřených mimo prostor MR a během difúzní sekvence

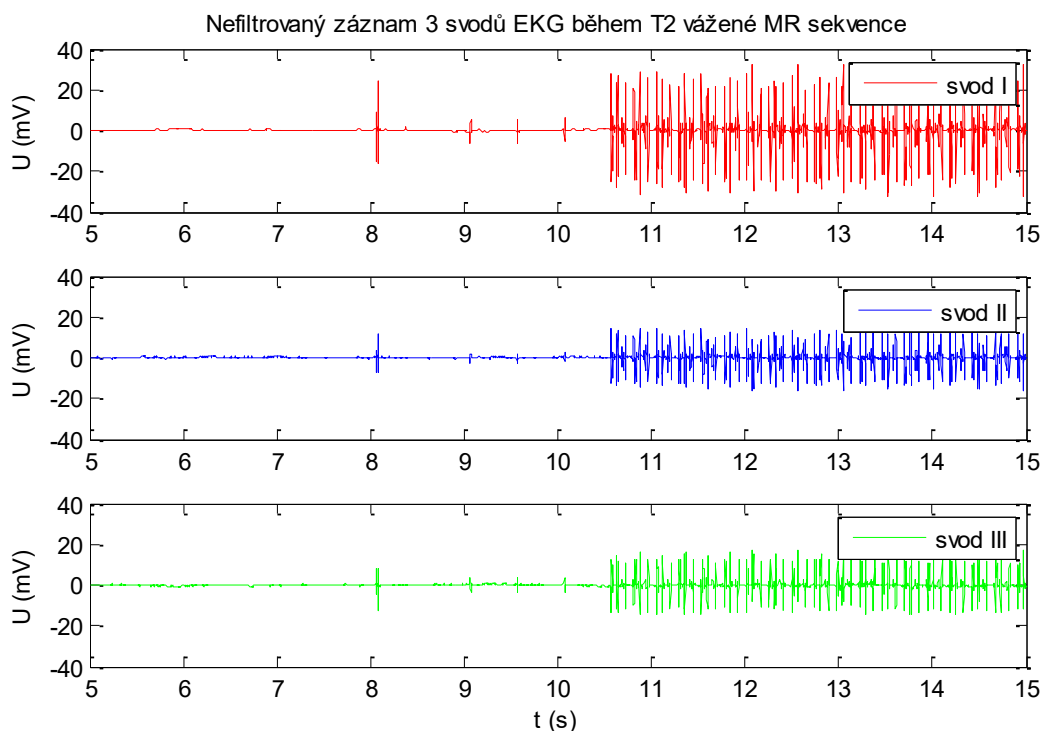
	Svod I	Svod II	Svod III
p-hodnota B-S testu [-]	0	0	0
Maximum VKF porovnávaného a referenčního signálu [-]	29	56	49
Maximum AKF referenčního signálu [-]	95	505	470

Pro další záznam byla použita skenovací sekvence MR s následnými parametry:

- pořizovací modalita Siemens Aera 1,5 T
- druh sekvence T2 vážená transversální
- repetition time TR = 5000 ms
- time echo TE = 92 ms
- velikost matice 768x696
- počet transversálních řezů ve skenu = 26
- FOV = 230x208 mm (velikost voxelu = 0,3x0,3 mm)

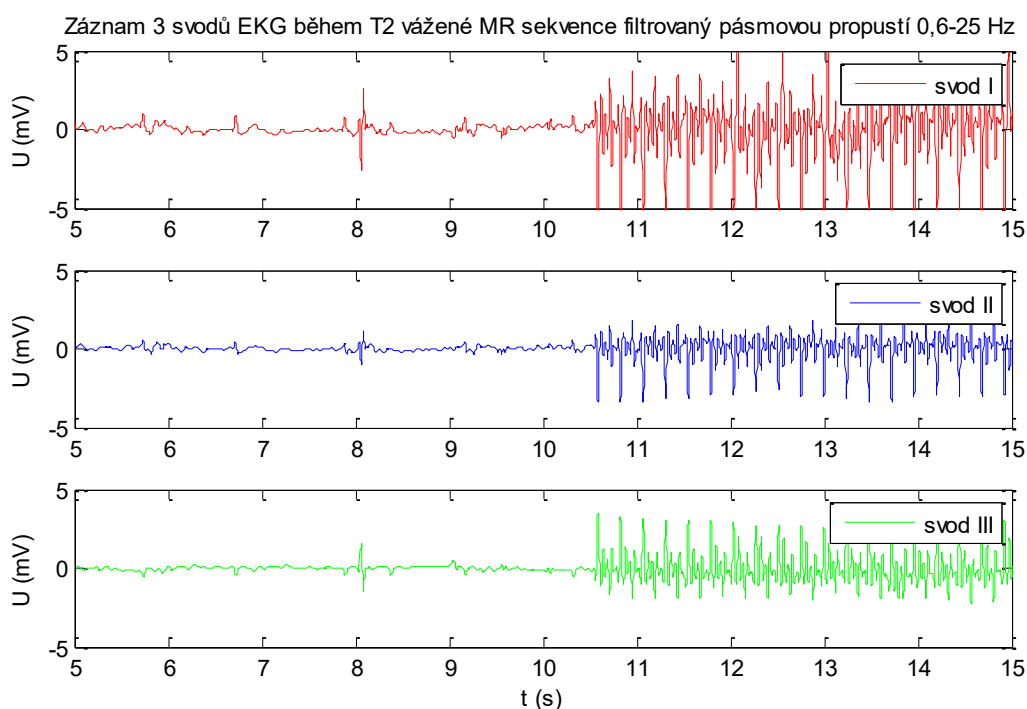
- tloušťka řezu = 5 mm
- Flip Angle FA = 150°.

Výsledkem bylo pořízení EKG záznamu opět s použitím polymerových elektrod a vodičů během přípravné fáze MR (homogenizování magnetického pole neboli aktivní „shimmování“) a procesu vlastního skenování T2 vážené MR sekvence, který popisují obrázky 11.19 až 11.25. První obrázek 11.19 zobrazuje tzv. raw data tří končetinových svodů, tedy bez filtrace s viditelným šumem, jehož amplituda mnohonásobně převyšuje užitečný signál. Artefakty jsou reprezentovány síťovým kmitočtem 50 Hz, dále čtyřmi impulsy jejichž zdrojem bylo aktivní homogenizování magnetického pole a rušením RF cívek MR s vysokou amplitudou znehodnocující pravou část signálu.



**Obrázek 11.19 Původní záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během T2 vážené MR sekvence bez použití filtrace**

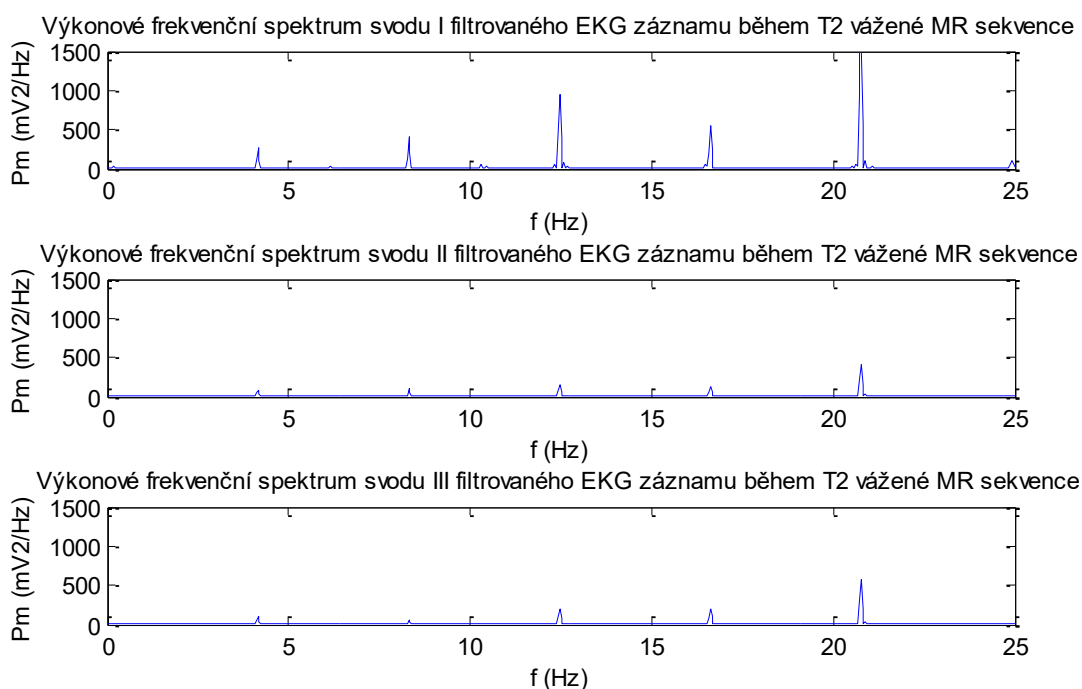
Pro odstranění rušení byla aplikována filtrace pásmovou propustí 0,6-25 Hz, účinek tohoto kroku je viditelný na záznamu z obrázku 11.20. Došlo zde k odstranění složky síťového rušení 50 Hz, dále impulsů představující aktivní shimmování, a také byl částečně redukován VF šum způsoben skenováním MR. Toto indukované VF rušení mělo charakter širokopásmového šumu, tudíž se některé jeho složky nacházely ve frekvenčním spektru užitečného signálu a zkreslovaly nadále EKG křivky jednotlivých svodů i po provedené filtraci. Odstranění složek signálu s frekvencemi vyššími než 25 Hz mělo opět za následek snížení amplitudy R kmitů, které již byly ve zbylém šumu obtížněji identifikovatelné.



**Obrázek 11.20 Záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během T2 vážené MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

Na grafech výkonových frekvenčních spekter tří svodů EKG signálu naměřeného během T2 vážené MR sekvence filtrovaného pásmovou propustí 0,6-25 Hz (viz. Obrázek 11.21) se vyskytují výrazné peaky prezentující indukované rušení MR ve frekvenčním spektru užitečného signálu EKG. Složky s nejvyšší amplitudou výkonu se nacházejí v signálu svodu I, což dokazuje i nejvyšší amplituda indukovaného šumu v časové oblasti EKG signálu svodu I značeném červeně v grafu na obrázku 11.20.





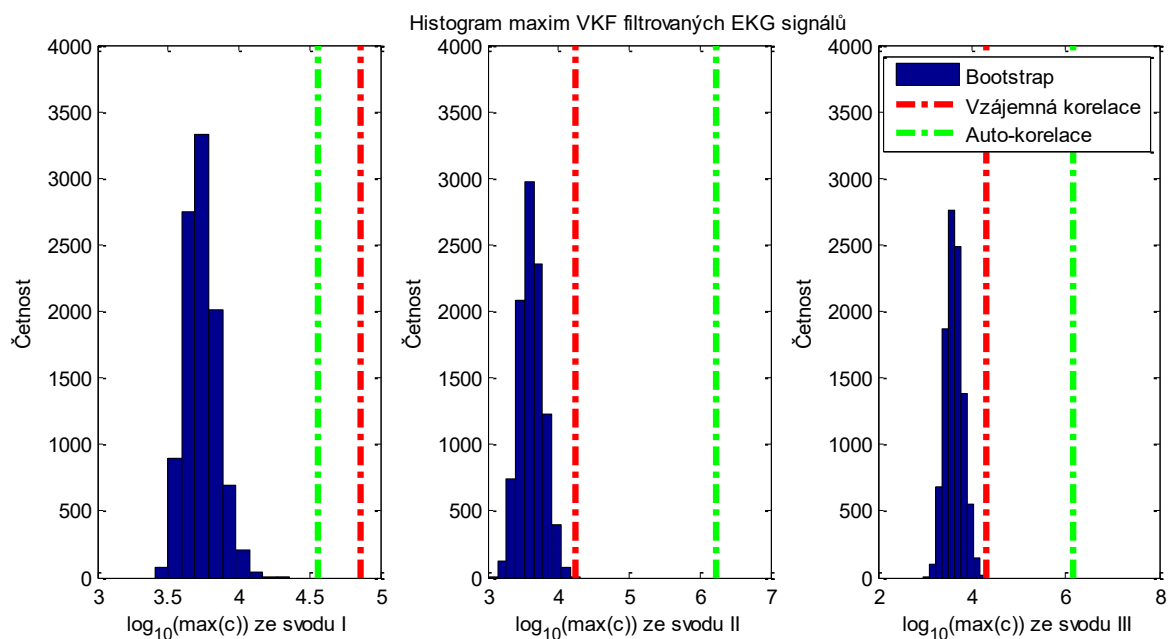
**Obrázek 11.21 Výkonová frekvenční spektra svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během T2 vážené MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

Pro porovnání filtrovaných záznamů EKG jednotlivých svodů bylo opět použito výpočtů statistických parametrů střední kvadratické chyby (MSE), odchylky ze střední kvadratické chyby (RMSE) a střední absolutní chybu (MAE) rozdílů jednotlivých křivek svodů I, II a III naměřených mimo prostor MR a během T2 vážené MR sekvence. Výpočty těchto parametrů byly provedeny v programu Matlab a jednotlivé vypočítané zaokrouhlené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 12.

**Tab. 12 Hodnoty statistických výpočtů porovnání svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného mimo prostor MR a během T2 vážené MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

	Svod I	Svod II	Svod III
MSE [ $\text{mV}^2$ ]	2,2	0,51	0,61
RMSE [mV]	1,5	0,72	0,78
MAE [mV]	0,9	0,47	0,51

Hodnoty statistických výpočtů porovnání filtrovaných záznamů EKG naměřených mimo prostor MR a během T2 vážené MR sekvence se pohybují v řádu jednotek a desetin odpovídajících jednotek, což vypovídá a výraznějším rozdílu mezi naměřenými křivkami jednotlivých svodů. Konkrétní čísla pro jednotlivé svody vykazují vyšší vliv rušení na svod I, a dále nižší podobné výsledky pro hodnoty svodu II a III. Průměrné hodnoty rozdílů se pohybovaly od -0,0354 mV pro svod I, přes -0,0111 mV pro svod II, až po 0,0019 mV pro svod III, což svědčí o výraznější kolísavosti rozdílů směřující v tomto případě do záporných hodnot.



**Obrázek 11.22 Histogram maximálních hodnot AKF jednotlivých svodů I, II a III filtrovaných (pásmovou propustí 0,6-25 Hz) EKG záznamů naměřených mimo prostor MR a během T2 vážené MR sekvence se zobrazením distribuce rozdílu VKF převzorkovaného (s vlivem MR) a fixního (mimo MR) signálu (modře), maxima VKF porovnávaného a referenčního signálu (červeně) a maxima AKF fixního signálu (zeleně) s logaritmickým zobrazením horizontální osy, kde  $c$  značí VKF**

Distribuce maximálních hodnot VKF párového signálu se většinou nacházela v nižších hodnotách než maximum VKF porovnávaného (nepřevzorkovaného) a referenčního signálu, a také maximum AKF referenčního (fixního) signálu (viz. histogram na obrázku 11.22 a vypočtené hodnoty v tabulce 13). Výsledná maximální hodnota VKF párového signálu svodu II u 2 dílčích testů byla vyšší než maximální hodnota VKF porovnávaného (nepřevzorkovaného) a referenčního signálu, což bylo patrně zapříčiněno výrazným indukovaným rušením. Proto se p-hodnoty B-S testu z tabulky 13 rovnaly pro svody I a III 0 a pro svod II  $p=0,0002$ , tato hodnota je stále výrazně nižší než kritická p-hodnota 0,05. Přestože se p-hodnota signálu svodu II nerovná 0, bylo předpokládáno potvrzení výskytu EKG signálu v porovnávaném záznamu naměřeném během T2 vážené MR sekvence filtrovaném pásmovou propustí 0,6-25 Hz a obsahující výrazné rušení deformující užitečný signál, jelikož byl počet neúspěšných testů nevýznamný.

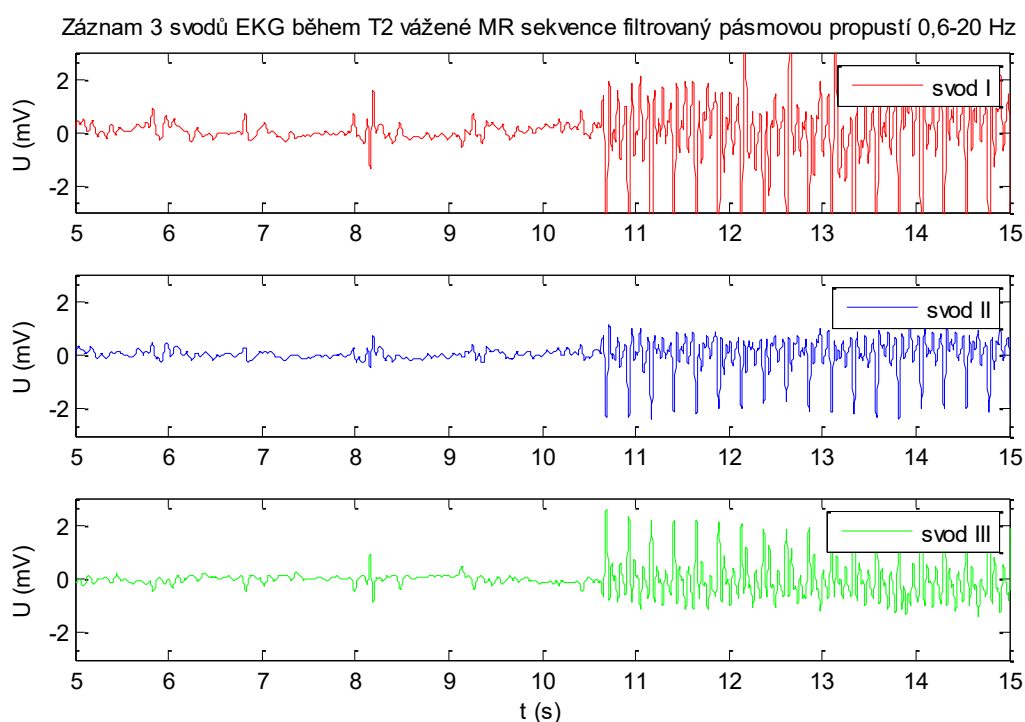
**Tab. 13 Tabulka p-hodnot “Bootstrap” statistického testu a výsledků korelačních funkcí porovnávaných signálů dokazující vztah mezi všemi svody I, II a III signálů naměřených mimo prostor MR a během T2 vážené MR sekvence filtrovaných pásmovou propustí 0,6-25 Hz**

	Svod I	Svod II	Svod III
p-hodnota B-S testu [-]	0	0,0002	0
Maximum VKF porovnávaného a referenčního signálu [-]	130	69	75
Maximum AKF referenčního signálu [-]	95	505	470

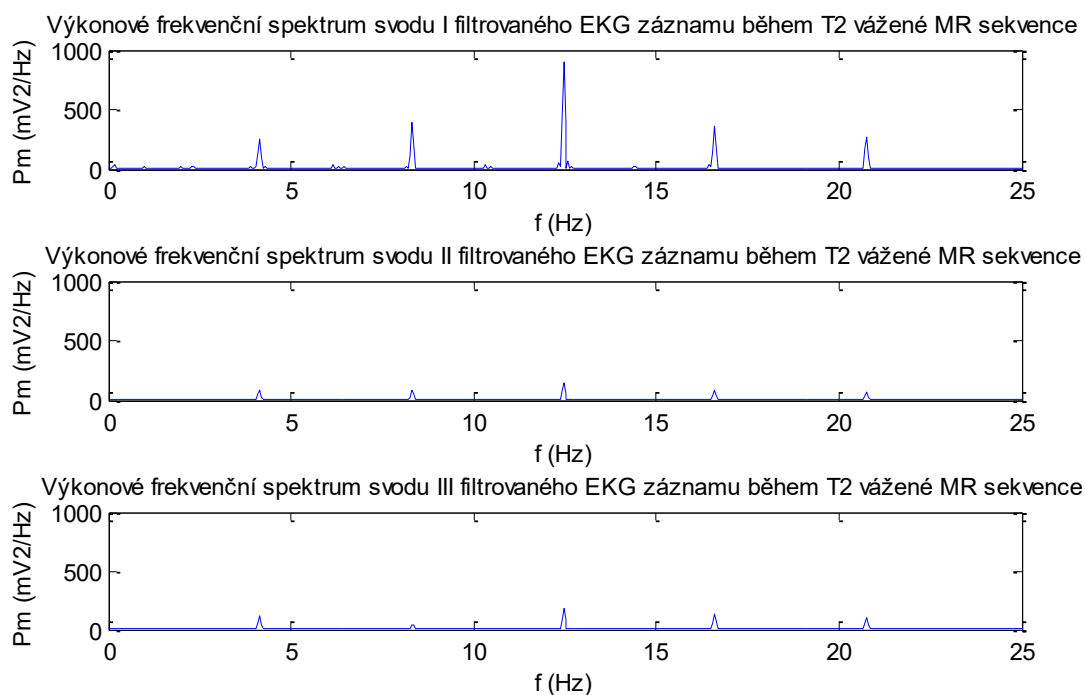
Jelikož byl reziduální šum filtrovaného signálu pořízeného během T2 vážené MR sekvence stále výrazný a složka s nejvyšší amplitudou výkonu tohoto šumu odpovídala přibližné frekvenci 21 Hz, byla následně provedena i dodatečná striktní filtrace EKG signálu svodů I, II a III pásmovou propustí

0,6-20 Hz v programu Matlab vytvořeným digitálním lineárním filtrem typu DP s mezní frekvencí 20 Hz. Grafy prezentující tento úzce filtrovaný signál jsou uvedeny na obrázcích 11.23 až 11.25.

Indukované rušení z MR bylo sice striktní filtrací dále eliminováno, ale zároveň byly odfiltrovány i složky užitečného signálu, což způsobilo minimalizaci amplitudy R kmitů. Ty již jsou v EKG signálu obtížně identifikovatelné, čímž je znemožněna diagnostika záznamu či využití pro zobrazovací modalitty CT nebo MR. Možným způsobem odstranění širokopásmového šumu by mohlo být použití složitějšího vlnkového filtru. Vytvoření takového filtru se správnými parametry je však složitější problematika, která by obsáhla náplň další diplomové práce, proto je brána jen jako vize pro další zpracování.



**Obrázek 11.23 Záznam EKG (svodů I, II a III) naměřený polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během T2 vážené MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-20 Hz**



**Obrázek 11.24 Výkonová frekvenční spektra svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného polymerovými elektrodami a vodiči elektrokardiografem BTL během T2 vážené MR sekvence filtrovaný pásmovou propustí 0,6-20 Hz**

Na obrázku 11.24 s grafy výkonových frekvenčních spekter tří svodů EKG signálu naměřeného během T2 vážené MR sekvence a filtrovaného pásmovou propustí 0,6-20 Hz je viditelný účinek vytvořeného digitálního filtru typu DP prezentován snížením amplitudy výkonu frekvenční složky odpovídající hodnotě 21 Hz. Tato frekvenční složka nebyla odstraněna zcela důsledkem ne příliš strmé přenosové charakteristiky použitého filtru.

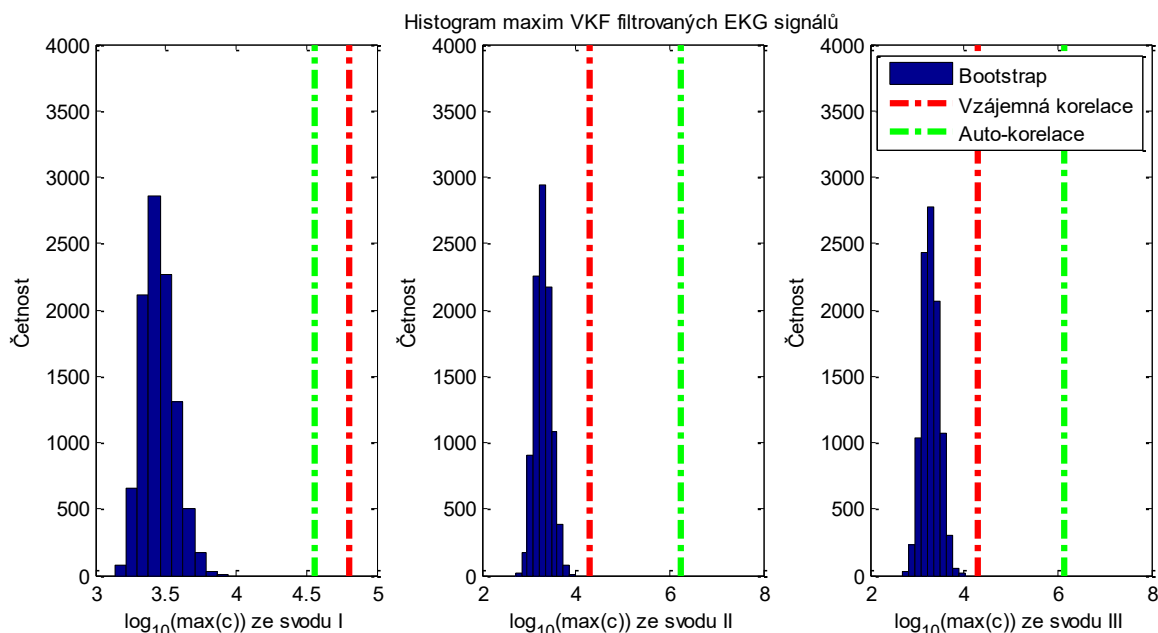
Pro porovnání filtrovaných záznamů EKG jednotlivých svodů bylo opět použito výpočtů statistických parametrů střední kvadratické chyby (MSE), odchylky ze střední kvadratické chyby (RMSE) a střední absolutní chybu (MAE) rozdílů jednotlivých křivek svodů I, II a III naměřených mimo prostor MR (s použitím klasické filtrace 0,6-25 Hz) a během T2 vážené MR sekvence (s použitím striktní filtrace 0,6-20 Hz). Výpočty těchto parametrů byly provedeny v programu Matlab a jednotlivé vypočítané zaokrouhlené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 14.

**Tab. 14 Hodnoty statistických výpočtů porovnání svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného mimo prostor MR (standardně filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz) a během T2 vážené MR sekvence (filtrovaný pásmovou propustí 0,6-20 Hz)**

	Svod I	Svod II	Svod III
MSE [mV <sup>2</sup> ]	1,2	0,30	0,33
RMSE [mV]	1,1	0,55	0,57
MAE [mV]	0,7	0,37	0,39

Hodnoty statistických výpočtů porovnání filtrovaných záznamů EKG naměřených mimo prostor MR a během T2 vážené MR sekvence (s použitím striktnější filtrace 0,6-20 Hz) se pohybují v řádu jednotek a desetin odpovídajících jednotek. Toto sice vypovídá opět o výraznějším rozdílu mezi

naměřenými křivkami jednotlivých svodů, ale konkrétní výsledky pro jednotlivé svody s nižšími hodnotami vykazují méně výrazný vliv rušení na signál a potvrzují účinek striktnější filtrace. Hodnoty průměru rozdílů nabývaly -0,0285 mV pro svod I, -0,0096 mV pro svod II a  $6,8 \cdot 10^{-4}$  mV pro svod III, což svědčí o mírnější kolísavosti rozdílů, v porovnání s totožným záznamem signálu filtrovaným pásmovou propustí 0,6-25 Hz, směřující opět do záporných hodnot.



**Obrázek 11.25** Histogram maximálních hodnot VKF jednotlivých svodů I, II a III EKG záznamů naměřených mimo prostor MR (filtrovaných pásmovou propustí 0,6-25 Hz) a během T2 vážené MR sekvence (filtrovaných pásmovou propustí 0,6-20 Hz) se zobrazením distribuce rozdílů VKF převzorkovaného (s vlivem MR) a fixního (mimo MR) signálu (modře), maxima VKF porovnávaného a referenčního signálu (červeně) a maxima AKF fixního signálu (zeleně) s logaritickým zobrazením horizontální osy, kde  $c$  značí VKF

Distribuce maximálních hodnot VKF párového signálu se nacházela zcela v nižších hodnotách než maximum VKF porovnávaného (neprevzorkovaného) a referenčního signálu, a také maximum AKF referenčního (fixního) signálu pro všechny svody (viz. histogram na obrázku 11.25 a vypočtené hodnoty v tabulce 15). Proto se p-hodnoty B-S testu z tabulky 15 rovnaly 0 pro všechny svody a potvrzovaly výskyt EKG signálu v porovnávaném záznamu naměřeném během T2 vážené MR sekvence filtrovaném pásmovou propustí 0,6-20 Hz obsahující výrazné rušení.

**Tab. 15** Tabulka p-hodnot "Bootstrap" statistického testu a výsledků korelačních funkcí porovnávaných signálů dokazující vztah mezi všemi svody I, II a III signálů naměřených mimo prostor MR (standardně filtrovaný pásmovou propustí 0,6-20 Hz) a během T2 vážené MR sekvence (filtrovaných pásmovou propustí 0,6-20 Hz)

	Svod I	Svod II	Svod III
p-hodnota B-S testu [-]	0	0	0
Maximum VKF porovnávaného a referenčního signálu [-]	123	73	73
Maximum AKF referenčního signálu [-]	95	505	470

## Závěr

Téma této práce se dotýká široké řady okruhů technické a medicínské problematiky od výčtu biosignálů pocházejících z lidského těla, přes technické řešení konstrukce a použití materiálů pro jejich snímání, dále také popis principu a využití zobrazovacích metod spojených se vznikajícími artefakty po metody záznamu, zpracování, reprodukce a statistické analýzy pořízených dat.

Pro získání teoretických základů pro práci bylo provedeno zkoumání principu a podmínek zobrazovacích metod CT a MR spolu s artefakty a kontraindikacemi spojenými s těmito zobrazovacími metodami. Jako nejzásadnější byl zjištěn výskyt obrazových artefaktů způsobených kovy a rizika tohoto materiálu v magnetickém poli. Dále byl proveden průzkum využití snímání biosignálů souběžně s vyšetřením zobrazovací modalitou, a také používaných elektrod a vodičů. Obě metody se uplatňují při synchronizaci CT a MR s R-kmity EKG křivky pro eliminaci pohybových artefaktů při zobrazování srdce nebo při fMRI kdy během skenování mozku je snímáno EEG. U elektrod a vodičů jsou používanými materiály uhlík nebo optická vlákna, v některých případech byl přenos signálu řešen prostřednictvím technologie Bluetooth.

Dalším krokem byla výroba nekovových bio-potenciálových elektrod a vodičů s využitím nevodivé bavlny či vodivé uhlíkové tkaniny jako základního substrátu a vodivých polymerů PANI nebo PPy zajišťující přenos signálu z pokožky. Vodivé polymery nahrazují funkci vodivého gelu, který je podstatný u snímání biosignálů klasickými kovovými elektrodami. Následná úprava konstrukce sloužila pro komfortní a kvalitní používání elektrod a vodičů, zahrnovala našití čtvercových elektrod na gumové náramky s plastovými sponami zajišťující přizpůsobení různému obvodu končetiny se zachováním dobrého přitlaku elektrody k pokožce. Dále také zaizolování vodičů do PVC bužírek s barevným označením odpovídajícím evropskému značení končetinových elektrod.

Následně byly u vytvořených polymerových elektrod a vodičů otestovány hodnoty odporu (nejlepšího výsledku docílila kombinace PPy na HTUT s nejnižší hodnotou odporu  $1,4 \Omega$ , naopak nejvyšší hodnota odporu  $2,41 \text{ k}\Omega$  byla naměřena u BT pokryté PANI, vodič tvořený uhlíkovým provázkem vykazující nižší hodnotu odporu byl pokrytý PPy) a kvalita snímání, jež je hodnocena podle difference vztažené k záznamu EKG současně snímanému kovovými elektrodami a vodiči. Zde nejhorší záznamy s výskytem artefaktů a rušení byly pořízeny kombinacemi elektrod z HTUT a PPy s PANI vodiči, a také elektrod z BT a PPy s PPy vodiči, podobnost se záznamem pořízeným kovovými elektrodami je nižší než 80 %. Naopak nejlepší záznamy s korelačním koeficientem vyšším než 0,98 jsou pořízeny kombinacemi PPy elektrod z BT s PANI vodiči a z JTUT s PPy vodiči, posledně jmenovaná kombinace byla použita pro následné měření.

V prostředí CT byl pořízen snímek fantomu s jednotlivými konstruovanými elektrodami, jež neprokazoval stopy projevu obrazového artefaktu. Dále provedený záznam EKG z umělého pacienta PANI a PPy vodiči také neprojevoval významný vliv RTG záření na snímání biosignálu ve formě zkreslení. Tento závěr byl podpořen vypočtenými statistickými parametry MSE, RMSE a MAE, jejichž hodnoty se blížily nule, a naopak vysokými hodnotami korelačního koeficientu 98,2 % pro PANI vodiče a 99,8 % pro PPy vodiče. Testování vzájemného vlivu metod snímání EKG a zobrazovací modalit CT odpovídá svou podstatou a principem také metodě skiografie neboli RTG, proto zde predikují stejné výsledky v citlivosti RTG snímků na obrazové artefakty způsobené kovovými předměty a neexistenci negativního vlivu na snímaný biosignál.

Z prvního měření v MR byly pořízeny snímky řezů hlavy s vyrobenými polymerovými elektrodami a vodiči, které také nevykazovaly známky obrazových artefaktů, čímž neomezovaly diagnostiku získaných obrazových výsledků. EKG záznamy popisující vliv MR na snímání biosignálu byly naměřeny během druhého měření v MR, a poté statisticky zpracovány. Jako referenční signál byl považován EKG záznam pořízený mimo prostor MR a s tímto záznamem byly následně srovnávány další naměřené záznamy v prostoru MR bez aktivní činnosti, dále během difúzní MR sekvence a během T2 vážené MR sekvence. Pro každý záznam byly zobrazeny grafy svodů I, II a III původních a filtrovaných dat pásmovou propustí 0,6-25 Hz, dále výkonová frekvenční spektra filtrovaných signálů prezentující zastoupení složek užitečného signálu a neofiltrovaného rušení. Účinkem filtrace bylo odstranění rušení síťového kmitočtu 50 Hz, dále redukce vlivu pomalu se měnící složky, a také minimalizace šumu vzniklého působením MR, které znehodnocovalo užitečný signál. Zároveň však odstranění frekvencí vyšších než 25 Hz způsobilo snížení amplitudy R kmitů, jež v signálu bez šumu nemělo vliv, ale v deformovaném signálu šumem již působilo obtížnější identifikaci jednotlivých R kmitů.

Záznam EKG pořízený mimo MR a filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz z obrázku 11.9 obsahuje snadno identifikovatelné jednotlivé části EKG křivky bez známek artefaktů. Křivky naměřené v prostředí MR bez její aktivní činnosti filtrované stejnou pásmovou propustí z obrázku 11.12 již obsahují viditelný vliv rušení pocházející z působení silného magnetického pole, jež se překrývá s frekvenčním spektrem užitečného signálu. Na EKG signálu naměřeném během difúzní MR sekvence a filtrovaném pásmovou propustí 0,6-25 Hz z obrázku 11.16 jsou viditelné známky indukovaného rušení z RF cívek MR do pásma užitečného signálu a vliv filtrace DP na snížení amplitudy R kmitů, které však byly stále identifikovatelné. Filtrovaný EKG záznam naměřený během T2 vážené MR sekvence z obrázku 11.19 již obsahoval výrazné rušení RF cívek, které zcela deformovalo část signálu ve všech svodech, proto bylo přistoupeno k dodatečné digitální filtraci DP s mezní frekvencí 20 Hz, která dle obrázku 11.23 rušení sice dále eliminovala, ale neodstranila, a navíc způsobila výrazné snížení R kmitů, které již nebyly dobře rozeznatelné ve zbylém šumu.

Statistické srovnání bylo provedeno prostřednictvím dvou kroků, výpočtem chybových parametrů jednotlivých rozdílů porovnávaných signálů: střední kvadratické chyby (MSE), odmocniny ze střední kvadratické chyby (RMSE) a střední absolutní chyby (MAE), které popisují variabilitu zkoumaných dat. Výsledky statistických parametrů jednotlivých svodů I, II a III jsou uvedeny v tabulkách 8, 10, 12 a 14. Jednotlivé hodnoty se pohybovaly v řádech setin až jednotek mV (pro RMSE a MAE) nebo  $\text{mV}^2$  (pro MSE), nižší hodnoty vykazovaly filtrované záznamy EKG naměřené bez aktivní činnosti MR a během difúzní sekvence. Naopak nejvýraznější rozdíly porovnávaných signálů byly zaznamenány u záznamu pořízeného během T2 vážené MR sekvence filtrované pásmovou propustí 0,6-25 Hz, jež obsahoval nejvýraznější rušení.

Druhým krokem bylo provedení odhadu maxima vzájemné korelační funkce a „Bootstrap“ statistického testu, který dokazuje vztah mezi porovnávanými signály s pomocí pravděpodobnosti, že hodnota odhadu vzájemné korelační funkce pro nepřevzorkovaný signál (referenčního signálu EKG bez šumu a signálu s rušením MR) je vyšší než maximální odezvy pro převzorkované signály (referenční signál EKG bez šumu a signál s rušením MR, ve kterém docházelo k přehazování vzorků). Pro dostatečnou sílu testu bylo provedeno 10 000 dílčích testů s rozdílným převzorkováním. Výsledkem „Bootstrap“ statistického testu pro srovnání jednotlivých signálů naměřených s vlivem MR (porovnávaným) se signálem naměřeným mimo MR (referenčním) byl výpočet p-hodnoty pro každý pár signálů získaný jako doplněk k této pravděpodobnosti a histogram distribuce maximálních hodnot VKF

párového signálu se zaznačením maxima VKF porovnávaného (nepřevzorkovaného) a referenčního signálu (červená linie v histogramu), a také maxima AKF referenčního signálu (zelená linie v histogramu). Téměř ve všech případech srovnání se p-hodnota rovnala 0, jedinou výjimkou byl záznam svodu II naměřený během T2 vážené sekvence a filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz s výskytem výrazného rušení, jehož p-hodnota byla sice 0,0002, ale výrazně nižší než kritická p-hodnota 0,05. Tímto bylo dokázáno, že vztah mezi porovnávanými signály nebyl náhodný, ale že vztahem byl EKG záznam (jelikož referenčním záznamem byl EKG signál bez šumu), který se tudíž prokazatelně vyskytuje v zašuměném signálu.



## Literatura

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [2] CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995, 192 s. ISBN 80-858-6763-X.
- [3] KORPASOVÁ, Lucie. Vypínatelný filtr v EKG. Ostrava, 2015. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Jitka Mohylová, Ph.D.
- [4] BROOKER, Graham. Introduction to biomechanics. Raleigh, NC: SciTech Pub., 2012, xiii, 601 s. ISBN 9781891121272.
- [5] NOVÁK, Vilém. Diagnostické metody v medicíně. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3101-5.
- [6] HENDRIX, Alexander. Magnets, Spins, and Resonances: An introduction to the basics of Magnetic Resonance. Erlangen, Germany: Siemens, 2003. ISBN A91100-M2200-M705-1-7600.
- [7] KRAHULEC, Daniel. Katalog artefaktů při zobrazování magnetickou rezonancí. Ostrava, 2015. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Iveta Bryjová.
- [8] Magnetic resonance imaging. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2018-01-06]. Dostupné z: [https://ipfs.io/ipfs/QmXoypizjW3WknFiJnKLwHCnL72vedxjQkDDP1mXWo6uco/wiki/Magnetic\\_resonance\\_imaging.html](https://ipfs.io/ipfs/QmXoypizjW3WknFiJnKLwHCnL72vedxjQkDDP1mXWo6uco/wiki/Magnetic_resonance_imaging.html)
- [9] ULLMANN, Vojtěch. Aplikace ionizujícího záření. *Astro Nukl Fyzika* [online]. Ostrava [cit. 2018-03-31]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>
- [10] HLUŠTÍK, Ph.D., doc. MUDr. Ing. Petr, MUDr. David HORÁK, doc. MUDr. Roman HERZIG, Ph.D. a prof. MUDr. Petr KAŇOVSKÝ, CSc. Funkční zobrazování mozku pomocí magnetické rezonance v neurologii. *Neurologie pro praxi*. 2008, 9(2), 83-86. ISSN 1803-5280.
- [11] CHLEBUS, MUDr. Pavel, Ing. Michal MIKL, doc. MUDr. Milan BRÁZDIL, PH.D. a doc. MUDr. Petr KRUPA, CSC. Funkční magnetická rezonance - úvod do problematiky. *Neurologie pro praxi*. 2005, 6(3), 133-139. ISSN 1803-5280.
- [12] VYMAZAL, Josef, Miloš TÁBORSKÝ a Radovan ŽÁČEK. Vyšetření magnetickou rezonancí s implantovaným kardiostimulátorem EnRhythm MRI SureScan s MR kompatibilními elektrodami CapSureFix MRI - první zkušenosti. *Česká radiologie*. 2009, 63(1), 9-12. ISSN 1210-7883. Dostupné také z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=237>

- [13] *Magnetic Resonance - Technology Information Portal* [online]. SoftWays, 2016 [cit. 2018-03-18]. Dostupné z: <http://www.mr-tip.com/serv1.php>
- [14] Faradayova klec. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 05/2017 [cit. 2018-03-31]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Faraday\\_cage?oldid=752070592](https://en.wikipedia.org/wiki/Faraday_cage?oldid=752070592)
- [15] DRÁPALA, Jaromír a Miroslav KURSA. *Elektrotechnické materiály: učební text*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2012. ISBN 978-80-248-2570-0.
- [16] STEJSKAL, Jaroslav a Patrycja BOBER. Trends in science and applications of conducting polymers: topical issue. *Chemical Papers* [online]. 2017, 71(2), 177-177 [cit. 2018-02-26]. DOI: 10.1007/s11696-016-0109-0. ISSN 2585-7290. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11696-016-0109-0>
- [17] PROKEŠ, Jan, Jaroslav STEJSKAL a Mária OMASTOVÁ. POLYANILIN A POLYPYRROL - DVA PŘEDSTAVITELÉ VODIVÝCH POLYMERŮ. In: *Chemické listy* [online]. 2001 [cit. 2016-01-15]. Dostupné z: [www.chemicke-listy.cz/docs/full/archiv/2001/08-PDF/484-492.pdf](http://www.chemicke-listy.cz/docs/full/archiv/2001/08-PDF/484-492.pdf)
- [18] Oddělení Vodivé polymery. Ústav makromolekulární chemie AV ČR, [online]. Praha, 2008 [cit. 2018-03-18]. Dostupné z: [http://www.imc.cas.cz/cz/umch/o\\_conduct.html](http://www.imc.cas.cz/cz/umch/o_conduct.html)
- [19] KUČEKOVÁ, Zdenka. In vitro testování biologických vlastností polyanilinu [online]. Zlín, 2014 [cit. 2018-04-09]. Available from: <<https://theses.cz/id/ycc522/>>. Doctoral theses, Dissertations. Tomas Bata University in Zlín, Faculty of Technology. Thesis supervisor prof. Ing. Petr Sába, CSc..
- [20] LEGENDRE, André. *Uhlíkové materiály: od černé keramiky k uhlíkovým vláknům*. Praha: Informatorium, 2001. ISBN 80-860-7382-3.
- [21] SOMA TECHNOLOGY, INC.: GE Dash 4000 [online]. In: . USA: Soma Technology, 2017, 10.10.2017, s. 2 [cit. 2018-05-17]. Dostupné z: [www.somatechnology.com/GE-Dash-4000-P1607.aspx](http://www.somatechnology.com/GE-Dash-4000-P1607.aspx)
- [22] YUSHKEVICH, Paul A., Joseph PIVEN, Heather Cody HAZLETT, Rachel Gimpel SMITH, Sean HO, James C. GEE a Guido GERIG. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *NeuroImage* [online]. 2006, 31(3), 1116-1128 [cit. 2018-05-16]. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2006.01.015. ISSN 10538119. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811906000632>
- [23] Simulátor pacienta ProSim 8. *Blue Panther* [online]. Praha: HMS design, 2018 [cit. 2018-05-16]. Dostupné z: [www.blue-panther.cz/prosim-8](http://www.blue-panther.cz/prosim-8)

- [24] Klidové EKG. *BTL zdravotnická technika, a. s.* [online]. Praha, 2018 [cit. 2018-05-21]. Dostupné z: <https://www.btl.cz/produkty-kardiologie-klidove-ekg>

## Rešeršní zdroje

- [25] VACEK, Bc. Vladimír. *Textilní elektrody pro monitorování životních funkcí*. Plzeň, 2014. Diplomová práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Ing. Radek Soukup, Ph.D.
- [26] LIU, Benyan, Zhangyuan LUO, Wenzan ZHANG, Quan TU a Xun JIN. Carbon nanotube-based self-adhesive polymer electrodes for wireless long-term recording of electrocardiogram signals. In: *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition* [online]. 2016, 27(18), s. 1899-1908 [cit. 2018-02-10]. DOI: 10.1080/09205063.2016.1239951. ISSN 0920-5063. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09205063.2016.1239951>
- [27] CHEN, Yun-Hsuan, Maaïke DE BEECK, Luc VANDERHEYDEN, et al. Soft, Comfortable Polymer Dry Electrodes for High Quality ECG and EEG Recording. *Sensors* [online]. 2014, 14(12), 23758-23780 [cit. 2018-02-20]. DOI: 10.3390/s141223758. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/14/12/23758>
- [28] MIČANÍK, Bc. David. *Zařízení pro měření tepové frekvence z volantů automobilu*. Ostrava, 2013. Diplomová práce. VŠB-TU Ostrava. Vedoucí práce Ing. Michal Prauzek, Ph.D.
- [29] NIENDORF, Thoralf, Lukas WINTER a Tobias FRAUENRATH. *Electrocardiogram in an MRI Environment: Clinical Needs, Practical Considerations, Safety Implications, Technical Solutions and Future Directions*, Advances in Electrocardiograms - Methods and Analysis, PhD. Richard Millis (Ed.) [online]. Německo: In Tech, 2012 [cit. 2018-02-20]. ISBN 978-953-307-923-3. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/advances-in-electrocardiograms-methods-and-analysis/electrocardiogram-in-an-mri-environment-clinical-needs-practical-considerations-safety-implications->
- [30] JEKIC, Mihaela, Yu DING, Roger DZWONCZYK, Patrick BURNS, Subha V. RAMAN a Orlando P. SIMONETTI. Magnetic field threshold for accurate electrocardiography in the MRI environment. *Magnetic Resonance in Medicine* [online]. 2010, 64(6), 1586-1591 [cit. 2018-02-20]. DOI: 10.1002/mrm.22419. ISSN 07403194. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mrm.22419>
- [31] SABBAH, Maher M., Bassam M. MOSLEM a Mohamad O. DIAB. Magneto hydro dynamics: Application in cardiovascular magnetic resonance imaging. In: *2012 8th International Symposium on Mechatronics and its Applications* [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 1-4 [cit. 2018-02-20]. DOI: 10.1109/ISMA.2012.6215181. ISBN 978-1-4673-0862-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6215181/>
- [32] ERSHLER, P.R., R.L. LUX, L.S. GREEN, G.R. CAPUTO a D. PARKER. *Determination of three-dimensional torso, heart and electrode geometries from magnetic resonance images* [online].

In: . 1. 1988, 121 - 122 [cit. 2018-02-20]. DOI: 10.1109 / IEMBS.1988.94436. ISBN 0-7803-0785-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/94436/>

- [33] EL-TATAR, A. a O. FOKAPU. Modeling MR induced artifacts contaminating electrophysiological signals recorded during MRI. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2011, 2011, s. 7135-7138 [cit. 2018-02-20]. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091803. ISBN 978-1-4577-1589-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6091803/>
- [34] AHMAD, Rana Fayyaz, Aamir Saeed MALIK, Nidal KAMEL a Faruque REZA. EEG-fMRI combination for better understanding of brain functions: Pros and cons. In: *2015 IEEE International Conference on Signal and Image Processing Applications (ICSIPA)* [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 278-281 [cit. 2018-02-20]. DOI: 10.1109/ICSIPA.2015.7412204. ISBN 978-1-4799-8996-6. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7412204/>

## **Seznam příloh**

I Souhlas Etické komise Fakultní nemocnice a Lékařské fakulty UP Olomouc s testovacím měřením na MR (2 strany)

II Informované souhlasy pacientů/dobrovolníků s měřením na MR s dodatkem k nařízení Evropské Unie o ochraně osobních údajů GDPR (General Data Protection Regulation) (6 stran)

III Soubor zdrojových kódů z programu Matlab pro grafické a statistické zpracování naměřených dat (příloha na CD)



FAKULTNÍ NEMOCNICE  
OLOMOUC

Etická komise Fakultní nemocnice Olomouc a Lékařské fakulty UP v Olomouci

I. P. Pavlova 6, 775 20 Olomouc

předseda: doc. MUDr. Vladko Horčíčka, CSc., tel: 588 442477, e-mail: vladko.horcicka@fnol.cz

tajemnice tel., fax 588442477, e-mail: iveta.sudolska@fnol.cz

## STANOVISKO ETICKÉ KOMISE

*Opinion of the Ethics Committee*

Číslo jednací/Reference number: 53/18

Název KH/Full Title of Clinical Trial: Měření a analýza bioelektrických signálů při vyšetření pacienta zobrazovacími metodami v medicíně

Žadatel/Applicant: Bc. Lucie Korpasová, Radiologická klinika FN Olomouc

Datum doručení žádosti/Date of submission of the Application Form: 30.4.2018

Datum jednání EK/Date of Ethics Committee's session: 14.5.2018

Vyjádření EK/ Ethics Committee's opinion:

☒ EK vydala souhlasné stanovisko / EC issues favourable opinion

☒ EK vzala na vědomí / Taken into account

Seznam míst hodnocení s označením míst, ke kterým se EK vyjádřila jako místní EK a kde vykonává dohled/List of clinical trial sites in the Czech Republic where EC has given its opinion and will perform supervision:

Místo hodnocení/ Jméno zkoušejícího Trial Site / Name of Investigator	Místní EK Local EC	Adresa místní EK Address
Bc. Lucie Korpasová, Radiologická klinika FN Olomouc, I.P.Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc	<input checked="" type="checkbox"/>	EK FNOL

Seznam hodnocených dokumentů/List of all submitted documents:

Název dokumentu, verze, datum Document title, version, date	Schváleno /Approved		Vzato na vědomí / Taken into account	
	ANO Yes	NE No	ANO Yes	NE No
Žádost o projednání výzkumného projektu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sylabus projektu	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Strukturovaný životopis hlavního řešitele	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Etická komise prohlašuje, že byla ustavena a pracuje podle jednacího řádu v souladu se správnou klinickou praxí (GCP) a platnými právními předpisy/The Ethics Committee hereby declares that it was established and operates in accordance with its Rules of Procedure in compliance with Good Clinical Practice and valid legal regulations:

☒ Ano/Yes ☐ Ne/No

Datum/Date: 14.5.2018

Rozdělovník/Distribution list:

-Zadavatel

-EK

-Řešitel

1/1

doc. MUDr. Vladko Horčíčka, CSc.

předseda EK FNOL a LF UP

Chairman of the EC FNOL and LF UP

**ETHICS COMMITTEE**  
the University Hospital  
and the Faculty Medicine  
Palacky University in  
OLOMOUC



FAKULTNÍ NEMOCNICE®  
OLOMOUC

**Etická komise Fakultní nemocnice Olomouc a Lékařské fakulty UP v Olomouci**

I. P. Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc

předseda: doc. MUDr. Vladko Horčíčka, CSc., tel: 588 442 477, e-mail: vladko.horcicka@fnol.cz

tajemnice tel., fax: 588 442 477, e-mail: iveta.sudolska@fnol.cz

**Seznam členů etické komise/ List of the Ethics Committee Members:**

**2018-05-14**

Jméno a příjmení <i>First name and surname</i>	Muž/ Žena <i>Male/ Female</i>	Odbornost <i>Specialism</i>	Zaměstnanec zřizovatele EK*		Funkce v EK <i>Role in EC</i>	Přítomen <i>Attendance</i>		Hlasoval <i>Voted</i>	
			Ano Yes	Ne No		Ano Yes	Ne No	Ano Yes	Ne No
Doc.MUDr. Vladko Horčíčka, CSc.	M/M	internista/ <i>internist</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	předseda/ <i>chairman</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Doc.MUDr. Jiřina Zapletalová, Ph.D.	Ž/F	pediatr/ <i>pediatrics</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1.místopředseda/ <i>1.vice-chairman</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
MUDr.Jindřiška Burešová	Ž/F	neurolog/ <i>neurologist</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2.místopředseda/ <i>2.vice-chairman</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Prof.MUDr. Jaroslav Jezdinský, CSc.	M/M	farmakolog/ <i>pharmacologist</i>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	člen/ <i>member</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
JUDr.Zora Krejčí	Ž/F	právník-advokát/ <i>lawyer-attorney</i>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	člen/ <i>member</i>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
MUDr.Libor Kvapil	M/M	praktický lékař/ <i>practitioner</i>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	člen/ <i>member</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Doc.MUDr. Pavel Maňák, CSc.	M/M	traumatolog/ <i>traumatologist</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	člen/ <i>member</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Doc. Dr. Rudolf Smahel, Th.D.	M/M	theolog/ <i>theologist</i>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	člen/ <i>member</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Anna Holá	Ž/F	zdravotní sestra/ <i>nurse</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	člen/ <i>member</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
MUDr. et PhDr. Lenka Hansmanová, Ph.D.	Ž/F	gynekolog/ <i>gynaecologist</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	člen/ <i>member</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
PharmDr. Tomáš Anděl, Ph.D.	M/M	Farmakolog / <i>pharmacologist</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	člen/member	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Doc. MUDr. Libuše Stárková, CSc.	Ž/F	Psychiatr / <i>psychiatrist</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	člen/member	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Doc. MUDr. et Mgr. Jiří Minařík, Ph.D.	M/M	hematoonkolog/ <i>hematooncology</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	člen/member	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Iveta Sudolská	Ž/F	Tajemnice / <i>secretary</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	člen/member	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Věra Bartlová	Ž/F	Sekretářka / <i>secretary</i>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	člen/member	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

(pozn: \*Zaměstnanec zřizovatele EK/ *Employee of EC appointing authority*)

doc. MUDr. Vladko Horčíčka, CSc., v.r.

*Chairperson of the EC*

za správnost:

Iveta Sudolská

tajemnice EK

Fakultní nemocnice® a LF UP  
I.P.Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc  
**ETICKÁ KOMISE**

Etická komise prohlašuje, že byla ustavena a pracuje podle jednacího řádu v souladu se správnou klinickou praxí (GCP) a platnými právními předpisy/  
*The Ethics Committee hereby declares that it was established and operates in accordance with its Rules of Procedure in compliance with Good Clinical Practice and valid legal regulations:*

☒ Ano/Yes ☐ Ne/No



## **Informovaný souhlas**

**Název projektu:** Měření a analýza bioelektrických signálů při vyšetření pacienta zobrazovacími metodami v medicíně (jedná se o záznam elektrické aktivity srdce polymerovými nekovovými elektrodami a vodiči během vyšetření na MR – magnetické rezonanci v rámci realizace studie)

**Řešitel:**

Bc. Lucie Korpasová

**Pracoviště:**

Radiologická klinika Fakultní nemocnice Olomouc  
Vysoká škola Báňská – Technická univerzita Ostrava

**Vážená paní, vážený pane:**

Předmětem tohoto dokumentu je vydání souhlasu o podstoupení měření elektrické aktivity srdce (EKG) za účelem testování nového typu bio-polymerových elektrod a vodičů (EKG sada) v rámci realizace studie vedené na VŠB-TU Ostrava a prováděné Bc. Lucií Korpasovou.

V tomto informovaném souhlasu se dozvíte o všech podrobnostech ohledně provedení měření EKG během vyšetření na MRI, abyste se mohl(a) rozhodnout a dát souhlas s jeho provedením.

**Co jsou to polymerové elektrody a vodiče (EKG set):**

Polymerové elektrody se řadí mezi bio-potenciálové elektrody uzpůsobené pro snímání biologických signálů z povrchu lidského těla, v tomto případě pro měření EKG. Princip jejich funkce je stejný jako u klasických bio-potenciálových elektrod běžně používaných pro měření EKG v klinické praxi. Polymerové elektrody jsou tvořeny bavlněnou nebo uhlíkovou tkaninou pokrytou chemickou sloučeninou (polymerem) s názvem Polyanilin nebo Polypyrrol.

Polymerové vodiče se také svým principem funkce řadí mezi klasické vodiče, které se běžně používají v rámci měření EKG v klinické praxi. Polymerové vodiče jsou tvořeny uhlíkovým vláknem pokrytým chemickou sloučeninou (polymerem) s názvem Polyanilin nebo Polypyrrol. Polymerové vodiče (uhlíkové vlákna) jsou izolovány běžně používanými nekovovými izolačními materiály.

Oba použité materiály jsou netoxické dle provedených testů v laboratoři UTB Zlín při In Vitro aplikaci.

Všechny použité materiály polymerových elektrod a vodičů (základní materiály, polymery a izolace) jsou zcela nekovové a MRI kompatibilní.

**Jaký je postup měření EKG polymerovými elektrodami a vodiči během MRI vyšetření:**

Měření tří-svodového EKG polymerovými elektrodami a vodiči se nijak výrazně neliší od klasického měření tří-svodového EKG prováděného v klinické praxi. Jedná se o realizaci povrchového měření tří-svodového EKG, kdy před započatím vyšetření na MRI budou na určená místa na končetinách nebo v oblasti hrudníku a břicha umístěny polymerové elektrody s připojenými vodiči. Tyto elektrody budou přichyceny gumovými popruhy, kvůli dobrému přenosu snímané elektrické aktivity srdce. Po ověření funkčnosti takto nainstalované EKG sady elektrod a vodičů proběhne samotné vyšetření na MRI za současného snímání EKG. Záznamové zařízení bude umístěno v MRI ovladovně a nebude ovlivňovat průběh vyšetření na MRI. Poté co bude ukončeno vyšetření na MRI a pacient opustí MRI vyšetřovnu, bude se stejným rozložením elektrod změřeno tzv. klidové EKG pro srovnání kvality obou měřených záznamů EKG. Tímto bude snímání elektrické aktivity srdce ukončeno.

Měření EKG není bolestivé ani invazivní. Požadavek je, aby se elektrody nacházely v blízkosti nebo přímo ve snímané oblasti těla. Záznam EKG bude prováděn certifikovaným přístrojem umožňujícím měření 12-ti svodového EKG firmy BTL. Naměřená data budou poté exportována a zpracována pomocí PC. Z průběhu měření nejsou požadována žádná osobní data o pacientovi, pouze

režim snímání (nastavení) MRI přístroje. Měření EKG nebude mít vliv na průběh a délku vyšetření na MRI.

**Bezpečnost a možné komplikace a rizika vyšetření:**

U polymerových elektrod a vodičů nebyla prokázána žádná rizika, která by mohla ovlivnit zdraví pacienta. Materiály elektrod a vodičů nevykazují alergické účinky na pokožku. U polymerů (elektrod a vodičů) nebyly alergické účinky prokázány. Oba použité polymery jsou netoxické dle provedených testů v laboratoři UTB Zlín při In Vitro aplikaci. Všechny použité materiály polymerových elektrod a vodičů (základní materiály, polymery a izolace) jsou zcela nekovové a MRI kompatibilní.

**Odměna za účast ve studii:**

Účast na studii není nijak honorována.


**Ochrana osobních údajů:**


Ochrana osobních údajů splňuje evropský právní předpis 2016/679 nazývaný Obecné nařízení o ochraně osobních údajů (GDPR) platné od 25. května 2018 a popsané ve zvláštním přiloženém dokumentu.

Prohlašuji, že mi byl náležitě objasněn důvod, způsob provedení, následky, možná rizika a komplikace plánovaného měření. Měl(a) jsem možnost zeptat se autora studie popřípadě lékaře na všechno, co mě ve vztahu k plánovanému výkonu zajímá, a obdržel(a) jsem vysvětlení, kterému jsem porozuměl(a). Autorem studie popřípadě lékařem jsem byl(a) poučen(a) o možnosti svůj souhlas s navrženým měřením odvolat. Zároveň dávám souhlas s publikací naměřených dat v anonymizované podobě.

S provedením výše uvedeného měření souhlasím.

Datum: 29.5.2018

  
.....  
Podpis pacienta nebo zákonného zástupce

  
.....  
Podpis autora studie

.....  
Jméno a podpis vyšetřujícího lékaře

.....  
Jméno a podpis vyšetřujícího radiologického asistenta



Vážený účastníku projektuměření EKG k diplomové práci,

při rozhodnutí o účasti v tomto projektu jste byl/a informován/a o svých právech a povinnostech a podepsal/a jste formulář informovaného souhlasu. Vzhledem k tomu, že 25. května 2018 vstupuje v platnost nové nařízení o ochraně osobních údajů, dovoluji si Vás informovat o Vašich dalších právech a způsobech ochrany Vašich údajů.

### **Obecné nařízení o ochraně osobních údajů (GDPR)**

Obecné nařízení o ochraně osobních údajů (známé též pod anglickou zkratkou GDPR – General Data Protection Regulation) je nařízení Evropského parlamentu a Rady (EU) 2016/679. Nahrazuje v platnosti stávající český zákon č. 101/2000 Sb. o ochraně osobních údajů, práva a povinnosti při zpracování osobních údajů se budou řídit přímo tímto Obecným nařízením. Ochrana soukromí fyzických osob je základním právem občana EU. Zjednodušeně lze konstatovat, že o každém z nás se zpracovává v důsledku technologického pokroku velké množství osobních údajů, aniž si to uvědomujeme. Cílem jednotné evropské ochrany dat je zajistit, aby naše data byla chráněna stejně.

### **Nakládání s osobními údaji a daty**

Data poskytnutá k tomuto měření budou zpracovány v anonymizované podobě. Tedy nebudou uváděny osobní údaje typu jméno, příjmení či rodné číslo, ale zpracovány a publikovány budou záznamy EKG křivek, fotografie zapojení měřicího systému bez zobrazení obličeje, případně snímek MR opět bez udání jakýchkoli identifikačních údajů. Tato práce se nezabývá diagnostikou získaných dat, ale zpracováním a statistickou analýzou technických parametrů jako vlivu prostředí, materiálu a typu konstrukce měřicího systému na snímané bioelektrické signály. Poskytnutá data budou uchovávány po dobu 18-ti měsíců od data pořízení pro potřebu zpracování práce, během této doby budou anonymizované výsledky (uvedeny výše) publikovány v diplomové práci přístupné hodnotící komisi a následně studentům Vysoké školy Báňské – Technické univerzity Ostrava.

### **Kontaktní údaje pro uplatnění práva o vyloučení z projektu či získání podrobnějších informací**

V případě jakýchkoli dotazů nebo požadavku o vyloučení z projektu prosím kontaktujte mou osobu prostřednictvím emailové adresy [KorpasovaLucie@gmail.com](mailto:KorpasovaLucie@gmail.com).

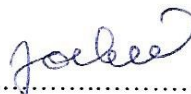
Doufám, že pro Vás budou tyto informace užitečné a děkuji Vám za účast na tomto projektu.

Poučení rozumím a beru jej na vědomí.

**Datum:** 29.5.2018

MARKÉTA JOCHIMOVÁ

.....  
Jméno a příjmení pacienta (hůlkovým písmem)



.....  
Podpis pacienta nebo zákonného zástupce

## **Informovaný souhlas**

**Název projektu:** Měření a analýza bioelektrických signálů při vyšetření pacienta zobrazovacími metodami v medicíně (jedná se o záznam elektrické aktivity srdce polymerovými nekovovými elektrodami a vodiči během vyšetření na MR – magnetické rezonanci v rámci realizace studie)

**Řešitel:**

Bc. Lucie Korpasová

**Pracoviště:**

Radiologická klinika Fakultní nemocnice Olomouc  
Vysoká škola Báňská – Technická univerzita Ostrava

**Vážená paní, vážený pane:**

Předmětem tohoto dokumentu je vydání souhlasu o podstoupení měření elektrické aktivity srdce (EKG) za účelem testování nového typu bio-polymerových elektrod a vodičů (EKG sada) v rámci realizace studie vedené na VŠB-TU Ostrava a prováděné Bc. Lucií Korpasovou.

V tomto informovaném souhlasu se dozvíte o všech podrobnostech ohledně provedení měření EKG během vyšetření na MRI, abyste se mohl(a) rozhodnout a dát souhlas s jeho provedením.

**Co jsou to polymerové elektrody a vodiče (EKG set):**

Polymerové elektrody se řadí mezi bio-potenciálové elektrody uzpůsobené pro snímání biologických signálů z povrchu lidského těla, v tomto případě pro měření EKG. Princip jejich funkce je stejný jako u klasických bio-potenciálových elektrod běžně používaných pro měření EKG v klinické praxi. Polymerové elektrody jsou tvořeny bavlněnou nebo uhlíkovou tkaninou pokrytou chemickou sloučeninou (polymerem) s názvem Polyanilin nebo Polypyrrol.

Polymerové vodiče se také svým principem funkce řadí mezi klasické vodiče, které se běžně používají v rámci měření EKG v klinické praxi. Polymerové vodiče jsou tvořeny uhlíkovým vláknem pokrytým chemickou sloučeninou (polymerem) s názvem Polyanilin nebo Polypyrrol. Polymerové vodiče (uhlíkové vlákna) jsou izolovány běžně používanými nekovovými izolačními materiály.

Oba použité materiály jsou netoxické dle provedených testů v laboratoři UTB Zlín při In Vitro aplikaci.

Všechny použité materiály polymerových elektrod a vodičů (základní materiály, polymery a izolace) jsou zcela nekovové a MRI kompatibilní.

**Jaký je postup měření EKG polymerovými elektrodami a vodiči během MRI vyšetření:**

Měření tří-svodového EKG polymerovými elektrodami a vodiči se nijak výrazně neliší od klasického měření tří-svodového EKG prováděného v klinické praxi. Jedná se o realizaci povrchového měření tří-svodového EKG, kdy před započatím vyšetření na MRI budou na určená místa na končetinách nebo v oblasti hrudníku a břicha umístěny polymerové elektrody s připojenými vodiči. Tyto elektrody budou přichyceny gumovými popruhy, kvůli dobrému přenosu snímané elektrické aktivity srdce. Po ověření funkčnosti takto nainstalované EKG sady elektrod a vodičů proběhne samotné vyšetření na MRI za současného snímání EKG. Záznamové zařízení bude umístěno v MRI ovladovně a nebude ovlivňovat průběh vyšetření na MRI. Poté co bude ukončeno vyšetření na MRI a pacient opustí MRI vyšetřovnu, bude se stejným rozložením elektrod změřeno tzv. klidové EKG pro srovnání kvality obou měřených záznamů EKG. Tímto bude snímání elektrické aktivity srdce ukončeno.

Měření EKG není bolestivé ani invazivní. Požadavek je, aby se elektrody nacházely v blízkosti nebo přímo ve snímané oblasti těla. Záznam EKG bude prováděn certifikovaným přístrojem umožňujícím měření 12-ti svodového EKG firmy BTL. Naměřená data budou poté exportována a zpracována pomocí PC. Z průběhu měření nejsou požadována žádná osobní data o pacientovi, pouze



režim snímání (nastavení) MRI přístroje. Měření EKG nebude mít vliv na průběh a délku vyšetření na MRI.

**Bezpečnost a možné komplikace a rizika vyšetření:**

U polymerových elektrod a vodičů nebyla prokázána žádná rizika, která by mohla ovlivnit zdraví pacienta. Materiály elektrod a vodičů nevykazují alergické účinky na pokožku. U polymerů (elektrod a vodičů) nebyly alergické účinky prokázány. Oba použité polymery jsou netoxické dle provedených testů v laboratoři UTB Zlín při In Vitro aplikaci. Všechny použité materiály polymerových elektrod a vodičů (základní materiály, polymery a izolace) jsou zcela nekovové a MRI kompatibilní.

**Odměna za účast ve studii:**

Účast na studii není nijak honorována.


**Ochrana osobních údajů:**


Ochrana osobních údajů splňuje evropský právní předpis 2016/679 nazývaný Obecné nařízení o ochraně osobních údajů (GDPR) platné od 25. května 2018 a popsané ve zvláštním přiloženém dokumentu.

Prohlašuji, že mi byl náležitě objasněn důvod, způsob provedení, následky, možná rizika a komplikace plánovaného měření. Měl(a) jsem možnost zeptat se autora studie popřípadě lékaře na všechno, co mě ve vztahu k plánovanému výkonu zajímá, a obdržel(a) jsem vysvětlení, kterému jsem porozuměl(a). Autorem studie popřípadě lékařem jsem byl(a) poučen(a) o možnosti svůj souhlas s navrženým měřením odvolat. Zároveň dávám souhlas s publikací naměřených dat v anonymizované podobě.

S provedením výše uvedeného měření souhlasím.

Datum: 29.5.18

  
.....  
Podpis pacienta nebo zákonného zástupce

  
.....  
Podpis autora studie

.....  
Jméno a podpis vyšetřujícího lékaře

.....  
Jméno a podpis vyšetřujícího radiologického asistenta

Vážený účastníku projektuměření EKG k diplomové práci,

při rozhodnutí o účasti v tomto projektu jste byl/a informován/a o svých právech a povinnostech a podepsal/a jste formulář informovaného souhlasu. Vzhledem k tomu, že 25. května 2018 vstupuje v platnost nové nařízení o ochraně osobních údajů, dovoluji si Vás informovat o Vašich dalších právech a způsobech ochrany Vašich údajů.

### **Obecné nařízení o ochraně osobních údajů (GDPR)**

Obecné nařízení o ochraně osobních údajů (známé též pod anglickou zkratkou GDPR – General Data Protection Regulation) je nařízení Evropského parlamentu a Rady (EU) 2016/679. Nahrazuje platnosti stávající český zákon č. 101/2000 Sb. o ochraně osobních údajů, práva a povinnosti při zpracování osobních údajů se budou řídit přímo tímto Obecným nařízením. Ochrana soukromí fyzických osob je základním právem občana EU. Zjednodušeně lze konstatovat, že o každém z nás se zpracovává v důsledku technologického pokroku velké množství osobních údajů, aniž si to uvědomujeme. Cílem jednotné evropské ochrany dat je zajistit, aby naše data byla chráněna stejně.

### **Nakládání s osobními údaji a daty**

Data poskytnutá k tomuto měření budou zpracovány v anonymizované podobě. Tedy nebudou uváděny osobní údaje typu jméno, příjmení či rodné číslo, ale zpracovány a publikovány budou záznamy EKG křivek, fotografie zapojení měřicího systému bez zobrazení obličeje, případně snímek MR opět bez udání jakýchkoli identifikačních údajů. Tato práce se nezabývá diagnostikou získaných dat, ale zpracováním a statistickou analýzou technických parametrů jako vlivu prostředí, materiálu a typu konstrukce měřicího systému na snímané bioelektrické signály. Poskytnutá data budou uchovávaný po dobu 18-ti měsíců od data pořízení pro potřebu zpracování práce, během této doby budou anonymizované výsledky (uvedeny výše) publikovány v diplomové práci přístupné hodnotící komisi a následně studentům Vysoké školy Báňské – Technické univerzity Ostrava.

### **Kontaktní údaje pro uplatnění práva o vyloučení z projektu či získání podrobnějších informací**

V případě jakýchkoli dotazů nebo požadavku o vyloučení z projektu prosím kontaktujte mou osobu prostřednictvím emailové adresy [KorpasovaLucie@gmail.com](mailto:KorpasovaLucie@gmail.com).

Doufám, že pro Vás budou tyto informace užitečné a děkuji Vám za účast na tomto projektu.

Poučení rozumím a beru jej na vědomí.

Datum: 29.5.18

JAV KOVČEKÝ

.....  
Jméno a příjmení pacienta (hůlkovým písmem)



.....  
Podpis pacienta nebo zákonného zástupce